

**VŠB - Technická univerzita Ostrava Fakulta
elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí MATLAB
za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů
*The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images in MATLAB
for Subsequent Evaluation of Objects of Interest***

2012

Bc. Michal Belanec

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Michal Belanec

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Vývoj a rozšíření nástrojů pro úpravu medicínských snímků v prostředí
MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů
The Development and Expansion of Medical Tools for Editing Images
in MATLAB for Subsequent Evaluation of Objects of Interest

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je návrh a realizace programu, který umožní provedení úprav medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů.

1. Nastudujte základní postupy vhodné ke zpracování uvedených typů snímků.
2. Seznamte se s prostředím MATLAB.
3. Seznamte se s fotogrammetrickým systémem FOTOM.
4. Navrhněte a realizujte program, který umožní provedení úprav medicínských snímků v prostředí MATLAB za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů v systému FOTOM.
5. Implementujte požadovanou funkcionalitu pomocí MATLABu a začleňte ji do tohoto systému.
6. Funkčnost demonstруйте na poskytnutých snímcích.
7. Zpracujte programátorskou i uživatelskou příručku a zhodnoťte dosažené výsledky.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. GONZALEZ, C. R. - WOODS, E. R. *Digital Image Processing*. 3rd Edition. Prentice Hall, 2007. 976 s. ISBN 978-0131687288.
2. RUSS, C. J. *The Image Processing Handbook*. 5th Edition. CRC Pr I Llc, 2006. 817 str. ISBN 0-8493-7254-2.
3. LIČEV, L. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. 128 str., Knihy vydané prostřednictvím www.vydejteknihu.cz, Computer Press, a.s., ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 9788025132968.
4. SOJKA, E. *Digitální zpracování a analýza obrazů*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2000. 133 s. ISBN 80-7078-746-5

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012



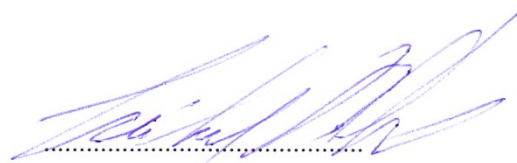
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

Dne 4.5.2012 v Orlové



Bc. Michal Belanec

Poděkování

Chtěl bych poděkovat vedoucímu své diplomové práce doc. Ing. Lačezaru Ličevovi, CSc. Také děkuji své rodině za vytvoření ideálního pracovního prostředí a své přítelkyni za podporu při tvorbě této práce.

Abstrakt

Cílem této práce je návrh a realizace programu, který umožní provedení úprav medicínských snímků v prostředí MATLAB, za účelem detekce zájmových objektů a následného vyhodnocení těchto snímků v prostředí FOTOM. V tomto programu si může uživatel navrhnout své vlastní postupy na předzpracování snímku. Od základních úprav, přes filtraci až k detekci hran pomocí aktivních kontur. Tento program dokáže zpracovat nejčastěji používaný souborový formát DICOM, který se používá ve zdravotnictví. V této práci byly navrženy metody na předzpracování jednotlivých typů snímků. Následně bude tento program implantován jako jeden z modulů do FOTOM^{NG}.

Klíčová slova

předzpracování obrazu, FOTOM, MATLAB, potlačení šumu, detekce hran, aktivní kontury, GVF

Abstract

The aim of this thesis is the design and implementation of program that allows the processing of medical images in MATLAB environment, for the purpose of detection objects of interest and the subsequent evaluation of these images in environment FOTOM. In this program, users can design their own methods for pre-processing the image. From the basic adjustments, over filtration to the edge detection, using active contours. That program is able to process most commonly used file format DICOM, which is used in health care. In this thesis were designed methods for pre-processing different types of images. Afterwards the program will be integrated as one of the modules in FOTOM^{NG}.

Keywords

image preprocessing, FOTOM, MATLAB, denoising, edge detection, active contour, GVF

Seznam zkratek a cizích slov

ACID	Affine cell image decomposition
ACR	American college of radiology
CT	Computed tomography
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
EKG	Elektrokardiogram
GGVF	Generalized gradient vector flow
GVF	Gradient vector flow
keV	Kiloelektronvolt
meV	Megaelektronvolt
MR	Magnetická rezonance
NEMA	National electrical manufacturers association
PACS	Picture archiving and communication system
RTG	Rentgen
UZV	Ultrazvuk

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Medicínské snímky	2
2.1	Pořízení medicínských snímků.....	2
2.1.1	Technika využívající ionizující záření	2
2.1.2	Technika bez ionizujícího záření.....	6
2.2	Formát pro ukládání snímků	9
2.2.1	DICOM	9
2.2.2	JPG	10
2.2.3	JPG 2000	10
2.2.4	BMP	10
2.2.5	PNG.....	11
3	Fotogrammetrický systém FOTOM.....	12
4	Digitální zpracování obrazových dat.....	13
4.1	Konvoluce	14
5	Předzpracování.....	15
5.1	Jednotlivé typy šumu.....	15
5.2	Transformace RGB na odstíny šedé.....	15
5.3	Statistický princip filtrace šumu.....	15
5.4	Lokální filtrace	16
5.5	Lokální vyhlazení obrazu.....	16
5.5.1	Lineární metody vyhlazování.....	17
5.5.2	Nelineární metody vyhlazování	18
5.6	Detekce hran.....	18
5.6.1	Jednoduché konvoluční masky.....	19
5.6.2	Hrany jako průchody nulou druhé derivace	20
5.6.3	Cannyho detekce hran	22
6	Analýza a výběr metod předzpracování	23
6.1	Prahování	23
6.2	Metoda aktivních kontur	23
6.2.1	Externí energetická funkce.....	25

6.2.2	Interní dynamická energetická funkce	28
6.2.3	Popis algoritmu metody aktivních kontur	28
6.3	Metoda aktivních kontur s topologickou flexibilitou	30
6.3.1	Algoritmus výpočtu	31
6.3.2	Výsledky	32
6.3.3	Shrnutí	33
7	Popis programu	34
7.1	Původní snímek	34
7.2	Snímek po úpravě	34
7.3	Načtení souboru	34
7.4	Otočení snímku	35
7.5	Úprava snímku	35
7.6	Pracovní oblast	36
7.6.1	Nastavení kontrastu a jasu	36
7.6.2	Filtrace šumu	36
7.6.3	Detekce hran	37
7.6.4	GVF analýza	37
7.6.5	Uložení snímku	37
7.7	Ovládací panel	38
8	Navrhnuté postupy a zhodnocení dosažených výsledků	39
8.1	Výsledek detekce hrany u RTG snímku	39
8.2	Výsledek detekce hrany u CT snímku	40
8.3	Výsledek detekce hrany u MRI snímku	40
8.4	Výsledek detekce hrany u UZV snímku	41
8.5	Výsledek detekce hrany u Endoskopického snímku	41
8.6	Výsledek detekce hrany u důlního snímku	42
9	Závěr	43
10	Literatura	44
11	Seznam příloh	46

1 Úvod

Dnešní lékař si už ani skoro nedovede představit, že by se při diagnóze obešel bez základních zobrazovacích metod. Ve zdravotnictví došlo k velkým pokrokům v zobrazovacích technologiích, proto je potřeba neustále hledat nové metody diagnostiky a analýzy obrazu. Tyto metody rozšiřují diagnostické možnosti daného lékaře a umožňují mu stanovit co nejpřesnější diagnózu.

S nástupem počítačové techniky začaly vznikat moderní zobrazovací metody, mezi něž se řadí počítačová tomografie, magnetická rezonance, ultrazvuk a jejich modalita. Díky tomu roste význam dalšího zpracování těchto obrazových dat. Výrobci vyvíjejí programy na zpracování medicínských snímků, ale jejich problémem je, že tyto programy jsou vázané jen na jejich zobrazovací přístroj. Proto je potřeba vyvinout software, který zpracuje celou řadu medicínských formátů a zároveň bude volně dostupný všem lékařům, radiologickým asistentům a dalším pracovníkům ve zdravotnictví. Také by jim měl poskytnout jednoduché uživatelské rozhraní a snadné ovládání.

Hlavní náplní této práce je vytvoření programu ve skriptovacím jazyku Matlab (verze R2010a), který bude schopen provést základní úpravy snímku s možností jejich zobrazení a provede následnou detekci hran pomocí algoritmu GVF. V závěru bude rozebrána možnost rozpadu aktivní kontury do více částí.

V první části práce budou popsány jednotlivé zobrazovací metody z hlediska jejich vlastností a získání obrazu. Byly vybrány čtyři základní zobrazovací metody (skiografie, počítačová tomografie, magnetická rezonance a ultrazvuk). Mezi další techniky záznamu patří PET, SPECT, endoskopie, gama kamera a mnoho dalších. Kdyby se měl vytvořit seznam všech, bylo by to na celou diplomovou práci. Proto je zde vybráno pouze několik metod. Způsoby ukládání snímku a formáty pro uložení. Dále je v krátkosti informace o fotogrammetrickém systému FOTOM. Bude přiblížena problematika jednotlivých druhů šumu a jejich následné potlačení ve snímku.

V druhé části bude popsán samotný program, veškeré jeho vlastnosti a základní informace o nastavení. Tento program bude vytvářet upravené snímky pro následnou analýzu v programu FOTOM^{NG}, kde bude implementován jako samostatný modul. V závěru bude shrnuta přesnost detekce hran s použitím aktivních kontur a použité prostředky pro co nejlepší předzpracování obrazu.

2 Medicínské snímky

V dnešní době se většina snímků už nezaznamenává klasicky na stacionární média (film, záznamová kazeta, atd.), ale jsou ukládány v digitální podobě. Tato data jsou pořizována na nejrozličnějších medicínských přístrojích např. RTG, MR, UZV a dalších. Každá skupina těchto pořízených snímků má vlastní charakteristiku, která je popsána jasně, kontrastem, barevnou hloubkou a dalšími parametry.

2.1 Pořízení medicínských snímků

Pořízení medicínských snímků je možno dělit z více hledisek. Následuje dělení medicínských snímků z pohledu využívání ionizujícího záření při pořízení obrazu.

2.1.1 Technika využívající ionizující záření

Začátek této metody se datuje na konec 19. století, kdy W.C. Röntgen, objevil ve své laboratoři ve Würzburgu paprsky X, které jsou popsány v [19], které byly později pojmenovány po svém objeviteli Rentgenové paprsky. Po jejich objevení vznikl první snímek ruka jeho ženy i s prstenem. Díky tomu, že věnoval svůj objev lidem, se vyvinulo mnoho standardů používaných dodnes. Rentgenové záření je elektromagnetické záření o krátkých vlnových délkách v intervalu 10^{-9} - 10^{-13} m. Vzniká v rentgenkách zabrzděním rychle letících elektronů v těžkých kovech. Rozlišujeme dva druhy rentgenového záření - brzděné a charakteristické.

Dalším druhem ionizujícího záření je gamma záření. Objevil jej fyzik P.U. Villard, [15] na začátku 20. století. Záření objevil při zkoumání rozpadu jader uranu. Záření gama má čárové spektrum, což znamená, že daný radionuklid emituje pouze fotony s určitými energiemi, které jsou pro jeho přeměnu charakteristické. U prakticky používaných zdrojů záření gama činí jeho energie desítky keV až jednotky MeV.

- **Röntgen**

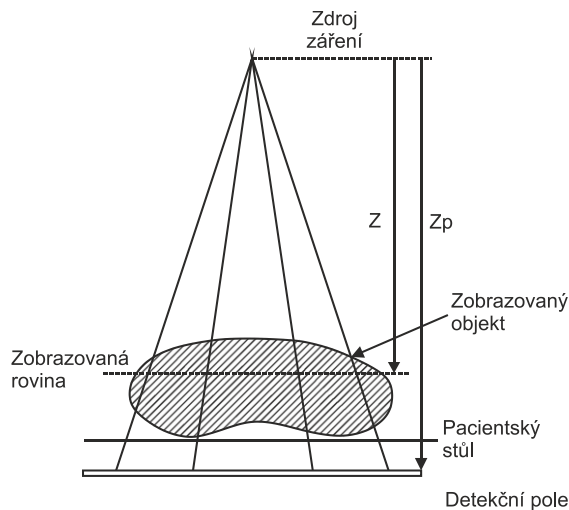
Je historicky první metodou využívající rentgenové zobrazení v diagnostice. K zobrazení výsledného snímku nám stačí zdroj záření a snímací pole. Výsledný obraz je tvořen polem intenzit jednotlivých RTG paprsků, které prošly přes tkáň a jsou zachyceny na paměťovou fólii nebo elektrický snímač. V dnešní době se využívají obě metody, kde každá má své výhody a nevýhody.

Princip snímání na paměťové fólie, které obsahují mikro-krystaly cesia-jodidu, je stejný jako při snímání na RTG film. Jejich výhodou je možnost přenosu do počítače. Nejprve se provede expozice pomocí RTG záření přes snímání objekt a prošlé záření vyvolá excitaci elektronů. Ty zůstanou ve vyšší energetické hladině. Přenos se provede postupným

naskenováním jednotlivých bodů paměťové fólie pomocí červeného laseru. Tím se elektrony dostávají na nižší energetickou hladinu. Spolu s tím se pohlcená energie vyzáří ve formě modrého záření. Intenzita modrého záření je přímo úměrná intenzitě prošlého RTG záření na fólii. Nakonec je toto záření převedeno na elektrický signál a poté na obraz. Následně je fólie smazána světlem o vysoké intenzitě a připravena na další ozáření. Nevýhodou je mezikrok, kde probíhá další nasnímání. Díky dvojímu zpracování obrazové informace může být výsledný snímek kvalitativně degradován.

Princip snímání je podobný jako u předchozí metody, jen místo paměťové fólie je umístěn senzor detekující RTG záření. Senzor může být s nepřímou detekcí, kde základem je scintilátor, který pracuje jako převodník RTG záření na světelné pulzy, které jsou snímány fotokatodou. Scintilátor může být vyroben z cesia-jodidu, který je dopován thaliem, nebo amorfního křemíku. Dalším typem je senzor s přímou konverzí RTG záření na elektrický signál. Je to jednoduchá konstrukce, kde jeden element je z amorfního selenu. V obou případech jsou tyto senzory uspořádány do ploché matrice a spojeny do ovládacího procesoru.

Princip projekce obrazu u RTG snímků je založen na zachycení celého trojrozměrného objemu, který je zobrazen pouze v dvourozměrném poli. Každý pixel (pokud bereme jako ideální) ve výsledném obrazu obsahuje informaci o jednom paprsku, který je vyzářen od rentgenky naznačeno na (obr.1). Výsledný obraz je tedy dán sumou obrazů rovnoběžných s projekční rovinou, viz (obr. 2).



obr. 1 Princip RTG projekce. Převzato z [1]

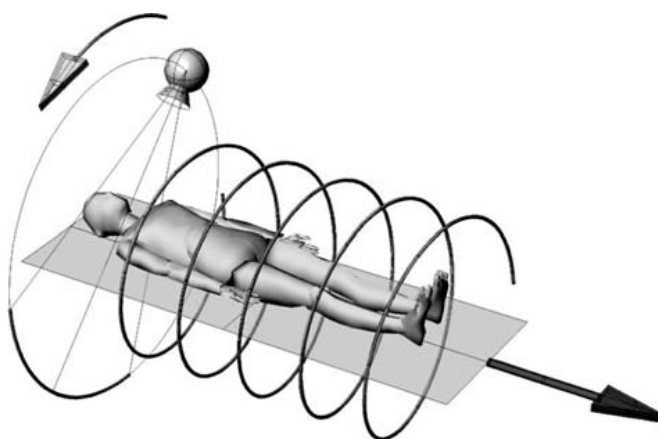
Tato metoda je dnes běžně používána i v menších zdravotnických zařízeních. Jedná se o základní diagnostickou metodu hojně využívanou všemi odvětvími lékařství.



obr. 2 Ukázka RTG snímku: vlevo filmový, napravo digitální snímek. Přejato z [18]

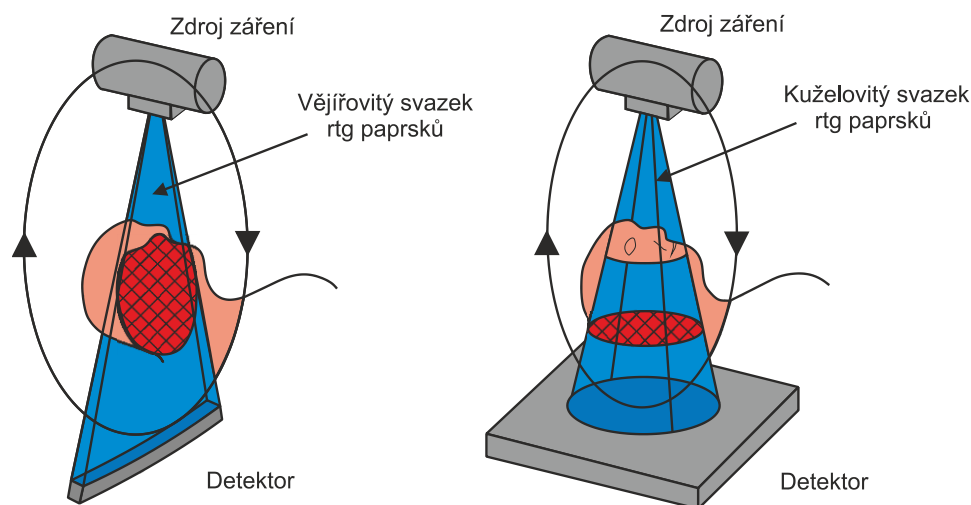
- **CT**

Počítačová tomografie je metoda, jak pomocí matematických rekonstrukcí vytvořit z několika sumačních RTG snímků jeden příčný řez. S uvedením CT do medicínské praxe došlo k rozšíření zobrazovacích metod o třetí rozměr. Význam CT je podobný jako objevení RTG paprsků. CT je dnes hojně využíváno pro své vlastnosti, kterými jsou rychlost, kvalita záznamu a hlavně nízké provozní náklady. Proto je dnes CT vyšetření jednou ze základních diagnostických vyšetření.



obr. 3 Princip snímání spirálního CT. Přejato z [1]

Princip snímání obrazu u CT spočívá v možnosti zpracovat několik RTG snímků jedné oblasti nasnímanými pod různými úhly znázorněno na (obr. 3). Díky tomu je přesně zachycena i vnitřní struktura. RTG záření je zachytáváno na lineární řadu detektorů dle principu spirálního CT nebo na flat panel detektor dle principu cone beam CT. Naměřená data jsou zpracována a přepočítána v PC do výsledné matice. Nejčastěji o rozměrech 512x512 pixelů. Velikost záleží na daném vyšetření, můžeme například snímat jen část obličeje. U tohoto zobrazení se používá pojem voxel, vysvětleno dále v textu práce.



obr. 4 Vlevo rentgenka s lineární řadou, vpravo flat panel. Převzato z [18]

K vzniku obrazu je potřeba soustava rentgenka (zdroj záření) a detektor (flat panel, lineární řada), znázorněno na (obr. 4). Celá soustava se otáčí okolo pacienta a z jednoho otočení 360° nasnímá určitý počet snímků. U moderních CT je frekvence jeden snímek při pootočení o 1° . Pro každý řez tak dostáváme přibližně 360 zdrojových snímků, které dále zpracujeme. Čím je větší počet snímků, tím roste i kvalita výsledného snímku. Výsledkem je hodnota pro každý voxel, která představuje průměrnou úroveň absorpce v objemu tohoto voxelu. Jednotkou je *CT číslo* a vyjadřuje absorpci záření vztaženou k absorpci vody, viz vzorec (1),

$$CT \text{ číslo} = 1000 \frac{\mu_{\text{tkáň}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}}, \quad (1)$$

kde *CT číslo* je vyjádřením kvantitativního hodnocení absorpčních vlastností tkáně [HU],

$\mu_{\text{tkáň}}$ lineární součinitel zeslabení tkáně [cm^{-1}],

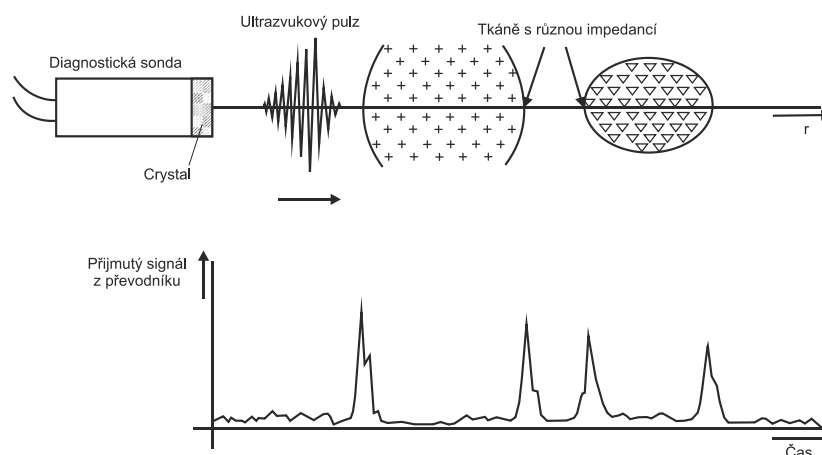
μ_{vody} lineární součinitel zeslabení vody [cm^{-1}].

Stupnice CT čísel vyjadřuje denzitní stupnici. Rozsah CT čísel je udáván od -1000 HU až 3000 HU. Vzduch má hodnotu -1000 HU, kost je od 1000 HU do 3000 HU. Jelikož je stupnice CT rozsáhlá, používá se okno, kde si určíme jaké rozmezí CT čísel je potřeba zobrazit. Jiné okno bude zvoleno pro zobrazení kostí a jiné zase pro plíce. Moderní CT přístroje rozliší rozdíl 5 HU. Rozdíl mezi RTG snímkem a CT je v tom, že RTG snímek dokáže zachytit asi 3% rozdíl šedi, a CT až 0,5% šedi. RTG má lepší rozlišovací schopnost geometrickou, CT má zase lepší rozlišení kontrastu.

2.1.2 Technika bez ionizujícího záření

- UZV

Začátky ultrazvuku patřily hlavně technickým oborům. Poprvé byl ultrazvuk použit pro diagnostiku v defektoskopii a k telekomunikačním účelům. K lékařským účelům se začal UZV využívat až padesátých letech. Nejprve se využívaly jedno-krystalové měniče pro snímání jednotlivých tkání, později se snímání zdokonalilo až k tří-dimenzionálnímu zobrazení v reálném čase. Ultrazvukové vyšetření, popsané v [13] se stalo běžně dostupným v každé ordinaci, a to díky nízkým pořizovacím nákladům a jednoduché obsluze.



obr. 5 Princip UZV. Převzato z [1]

Ultrazvuk, který je popsán v [13,7] je akustické vlnění v rozsahu frekvencí 1 až 20 MHz. Šíření UZV vlny vyslané z diagnostické sondy má za následek šíření podélné tlakové vlny, jejíž intenzita a směr šíření jsou modifikovány interakcí čela vlny s tkáněmi jednotlivých orgánů a hlavně na hranicích mezi těmito orgány. UZV zobrazovací systémy využívají impulsní signál. Tento signál je vyslán a přijímán pomocí UZV sondy. Tyto sondy pracují ve dvou režimech - vysílání a příjem, ukázka na (obr. 5).

V režimu vysílání vytvoří sonda krátký UZV impuls, který se šíří ve směru vyzařovací diagramu sondy. Doba režimu vysílání je dána dobou vytvoření impulsu, který je vytvořen v elektrické podobě a následně je pomocí měniče převeden na mechanické vlnění. Rychlost šíření UZV impulsu v měkkých tkáních v těle pacienta je určena přibližně $1540 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (výjimku tvoří vzduch $330 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ a kosti $2-4,8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). Poté se sonda přepne do režimu příjmu.

V režimu přijímání přijímá sonda odražené UZV vlny. Odražené vlny vznikají na rozhraní mezi dvěma tkáněmi, uzv vlna se může částečně (příp. úplně) odrazit zpět k sondě. Sonda je detekuje jako odražené echo. Pokud je splněna podmínka, že rychlost šíření uzv energie v těle

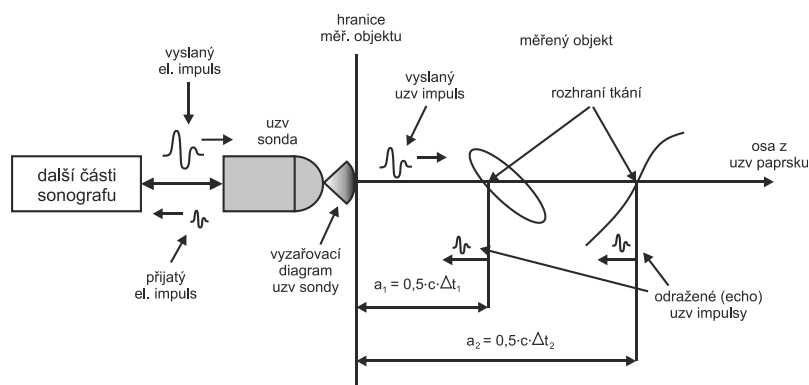
pacienta je konstantní, dochází v procesu sběru dat k lineární transformaci prostoru na čas, dle vzorce (2),

$$a = 0,5 c \Delta t, \quad (2)$$

kde a je vzdálenost k rozhraní tkání [m],

c je rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních těla pacienta [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$],

Δt je doba vyslání uzv impulsu k přijetí příslušného echa [s].



obr. 6 Zjednodušený princip uzv zobrazení. Převzato z [2]

Při průchodu uzv vlny tkáněmi postupně dochází k jejímu útlumu, který limituje maximální prostorové rozlišení ve směru šíření vlny, jak je zobrazeno na (obr. 6). Vliv útlumu je kvantifikován pomocí koeficientu útlumu α udávaným v $\text{dB} \cdot \text{m}^{-1}$. Koeficient útlumu je nezávislý na intenzitě I uzv vlny, naopak závisí na kmitočtu f uzv vlny tak, že s rostoucím kmitočtem dochází k většímu útlumu uzv vlny. Výsledná intenzita uzv vlny ve vzdálenosti a od sondy lze vyjádřit vztahem (3),

$$I_a = I_0 e^{\alpha \cdot a}, \quad (3)$$

kde I_a je intenzita uzv vlny ve vzdálenosti a od sondy [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$],

I_0 je intenzita uzv vlny na výstupu sondy [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$],

α je koeficient útlumu [$\text{dB} \cdot \text{m}^{-1}$],

a je vzdálenost k rozhraní tkání [m].

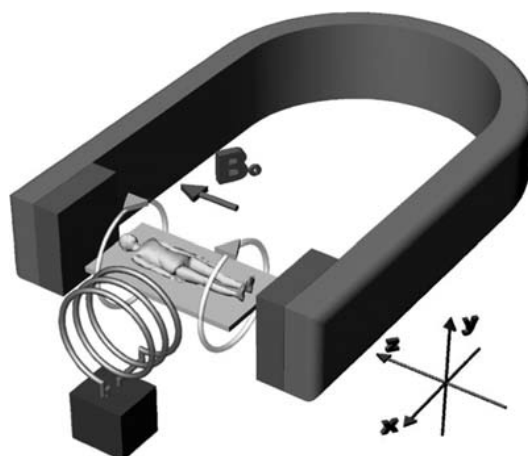
- **MRI**

Magnetická rezonance je jednou z neinvazivních tomografických metod popsanych v [13,7]. Tato metoda se v lékařství používá zejména na zobrazení vnitřních částí organismu. Hlavní nevýhodou je nákladný provoz, a proto se pokud je to možné, vyšetřuje pomocí ultrazvuku, případně počítačovou tomografií. Tato metoda od svého začátku v 70. letech prošla bouřlivým vývojem a v dnešním lékařství pomáhá s velkým počtem složitých diagnostických problémů.

Vznik obrazu u MRI je dán pojmem prostorové informace o struktuře vyšetřované tkáně. V homogenním poli, které vytváří magnet, jsou vychýleny všechny protony stejnou Larmorovou frekvencí. Z tohoto však nejsme schopni dostat prostorovou informaci o struktuře tkáně. Získání informací o struktuře tkáně je prováděno pomocí Fourierovy transformace, která kóduje prostorovou lokalizaci MRI signálu pomocí tří různých gradientních impulzů. Díky tomu je možno získat 2D projekci a poté 3D projekci. Pro uplatnění Fourierovy transformace musí být přítomno další gradientní magnetické pole. Gradientní cívky, které jsou zobrazeny na (obr. 7), umožňují změnu magnetického pole pomocí impulzů, předem na sebe kolmých směrů v osách x, y, z , které mají přesné načasování a jsou časově omezené na dobu trvání elektromagnetického pulzu.

Prvním impulzem sloužícím k získání prostorové informace je tzv. „selektivní excitace“. Tímto impulzem se vytváří magnetické pole, u kterého roste intenzita v podélné ose objektu a vytváří magnetický gradient, respektive šířku řezu v ose z . Pro co nejužší řez je použito úzké frekvenční pásmo (např. 23,516 až 23,518 MHz) a co nejstrmější charakteristika magnetického gradientu. Druhým impulzem je „fázový gradient“. Tento impulz dočasně zvýší rychlost precese protonů postupně ve směru osy y . Rotující protony vrstev, které jsou umístěny blíže k počátečnímu bodu směru fázového gradientu, zvýší svoji rychlost precese a po odeznění impulzu mají náskok oproti protonům ve vzdálenějších vrstvách. Pomocí fázového gradientu se řádek v k -prostoru postupně naplní a tím je získána prostorová informace o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě. Posledním třetím impulzem je „frekvenční gradient“. Je složen ze dvou impulzů, první z nich je aplikován ihned po „fázovém gradientu“ - způsobí defázování - a druhý impuls kompenzuje re-fázování. Při druhém impulzu dochází k měření odezvy. Při aplikaci „frekvenčního gradientu“ ve směru zprava doleva mají rotující protony umístěné na pravé straně větší Larmorovu frekvenci a tím emitují signály s vyšší frekvencí, než protony umístěné v levé části řezu. Takto je získána prostorová informace o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě ve směru aplikace „frekvenčního gradientu“, čímž dochází k plnění sloupců v k -prostoru.

Při použití všech tří gradientních impulzů je získán výsledný 2D nebo 3D MRI obraz. V dnešní době obsahují MRI systémy kvalitní a silné gradientní cívky, které poskytují dostatečně silné pole potřebné k získání rychlých MR obrazů.



obr. 7 Princip MRI. Převzato z [1]

Tato metoda (na rozdíl od počítačové tomografie) nevyužívá k získání obrazových informací rentgenové záření a nemá skoro žádné vedlejší účinky, s výjimkou pacientů, kteří mají ve svém těle implantován přístroj či kovovou destičku.

2.2 Formát pro ukládání snímků

Nejčastěji používaným formátem pro ukládání snímků je formát RAW. Pro tento formát neexistuje žádná přesná specifikace, proto se může stát, že u dvou různých přístrojů jednoho výrobce nebude mít uložený snímek stejné vlastnosti. Hlavním rysem RAW je, že se jedná o nezpracovaná data, která jsou přímým výstupem ze senzoru, tzv. „surová data“. Výstupy jednotlivých senzorů jsou uloženy do RAW souboru, formát může být pochopen jako analogie negativu u fotoaparátů. Tato data je potřeba následně převést do RGB, CMYK či jiného formátu. Při tomto převodu se hodnoty jednotlivých pixelů interpolují z okolních hodnot. Formát RAW se hodí v případě, že je potřeba co největší kvality, tato data nejsou totiž ovlivněna parametry expozice. Nevýhodou je, že data v RAW formátu zabírají několikanásobně více místa na fyzickém médiu. Proto jsou tyto formáty převáděny do jiných, například JPG, BMP, PNG, které jsou popsány v diplomové práci [5] a DICOMu definovaného na stránkách [14].

2.2.1 DICOM

Snímky jsou nejčastěji ukládány ve formátu DICOM, který je celosvětově známý. Jeho vývoj a normy zajišťuje od roku 1985 organizace NEMA. Společně s institucí ACR vyvinula první pilotní formát, který byl představen v roce 1988. Byl to protokol ACR-NEMA 2.0, který umožňoval komunikovat mezi dvěma PC přes síťový kabel. Dalším milníkem bylo zapojení firem Siemens a Philips, které společně s asociací ACR-NEMA vytvořily standard ACR-NEMA

3, jenž později pojmenovaly DICOM. Tento formát určuje všechny služby, jako je ukládání, posílání, tisk, zobrazení snímků a zajišťuje, aby bylo možno bez ohledu na výrobce daný snímek načíst v běžně dostupných programech.

Formát DICOM je klíčovou součástí systému PACS, je to systém kde se ukládají veškeré digitální snímky ze všech pracovišť nemocnice (CT, MR, UZV a další), který dále umožňuje sdílení mezi ostatními pracovišti uvnitř i mimo nemocnici, ale i do výzkumných ústavů a laboratoří.

DICOM je velice zajímavým projektem, jelikož má přímo dány služby pro archivaci, mazání, zálohování a tisk přímo na RTG film a další služby. Důležité je, že DICOM dokáže ukládat jak jednotlivé snímky, tak i série snímků (řezy z CT, MR apod.). V souboru DICOM najdeme veškeré informace o daném snímku počínaje jménem pacienta, rodným číslem až po informaci o dávce záření. Obsahuje kompletní seznam informací o daném snímku.

2.2.2 JPG

JPG je formát souboru, který využívá standardizovanou ztrátovou kompresi JPEG pro ukládání obrázků či fotografií v digitální podobě. Správný název grafického formátu je JFIF, čili JPEG File Interchange Format. JPEG je „pouze“ standard, který specifikuje kodek, který dále určuje, jak se obrázek bude ukládat do bytového proudu. Kodek zároveň definuje i následnou dekompresi z proudu bytů do obrázku. Zkratka JPEG je složená z počátečních písmen slov Joint Photographic Experts Group. Jedná se o skupinu, která vznikla v roce 1986. O šest let později je vydán standard JPEG. Formát typu JPG/JPEG je vhodný pro fotografie a barevně rozmanité obrázky. Díky ztrátové kompresi obrázek zabírá méně místa, a tím je například vhodný pro zobrazení fotografií na webu. Naopak tento formát není vhodný pro zobrazení ostrých hran, vysoko-kontrastních přechodů nebo jako obrázek určený pro další zpracování. Jednou z nevýhod je fakt, že formát JPG nepodporuje průhlednost.

2.2.3 JPG 2000

Standard umožňuje ztrátovou i bezztrátovou kompresi, která je založena na principu vlnkové transformace. Pokročilejší kodéry dokáží různé části obrazu kódovat s jinou úrovní kvality. Tato vlastnost je vykoupena větší pamětíovou i časovou náročností kódování, než je tomu u JPEG. Hlavním rozdílem oproti JPEG je rychlejší a kvalitnější komprese a také vhodnost i pro obrázky s kontrastními přechody.

2.2.4 BMP

Zkratka BMP „pochází ze slov Microsoft Windows Bitmap. Tento formát BMP, vyvinutý společností Microsoft, označovaný také jako DIB (device independent bitmap), využívá RGB

paletu, ale ukládá ji v pořadí BGR. Podporuje ukládání v barevné hloubce od 1 do 24 bitů, avšak nepodporuje průhlednost. Nevyužívá žádnou kompresi, což se značně promítne na velikosti souboru. Velkou výhodou tohoto formátu je široká podpora mnoha editorů a obrázkových prohlížečů.

2.2.5 PNG

PNG je v současnosti jeden z nejlépe navržených grafických formátů. Byl navržen Thomasem Boutellem, kterému vývoj zabral pouze několik málo dní. Formát má mnoho předností a výhod, které předurčují jeho rozšířené použití. PNG je možné zařadit mezi formáty s bezztrátovou kompresí s možností prokládaného ukládání (zcela symetrické).

Mezi významné vlastnosti patří především volitelná bitová hloubka, umožňující ukládat obrázky tří typů. Prvním typem je obrázek uložený ve stupních šedi. Přiřazuje každému jednotlivému pixelu procentuální hodnotu světlosti (0% černá, 100% bílá). Ve většině případů se používá 8 bitová paleta, která dovolí zobrazit 256 odstínů šedi. Pro speciální případ lze použít uložení do 16 bitové hloubky šedých odstínů, což dává přibližně 7x více odstínů šedi, než je lidské oko schopno rozpoznat.

Druhý typ je uložení obrázku jako truecolor image. Obrázek je ukládán v barevném modelu RGB s volitelnou bitovou hloubkou. Klasicky se používá 24 bitů, PNG však podporuje až 48 bitovou hloubkou (281 474 976 710 656 odstínů barev).

Posledním třetím a posledním typem je uložení pomocí indexace barev. Každému bodu není přiřazena barva, nýbrž index do barevné palety. Teprve samotná paleta obsahuje dané barvy. Další z výhod PNG je bezesporu plná podpora průhlednosti. Nabízí možnost přiřadit průhlednost přímo pixelu nebo každé barvě. Je podporován až 16 bitový alfa kanál, což mnohonásobně převyšuje jednobitovou průhlednost formátu GIF.

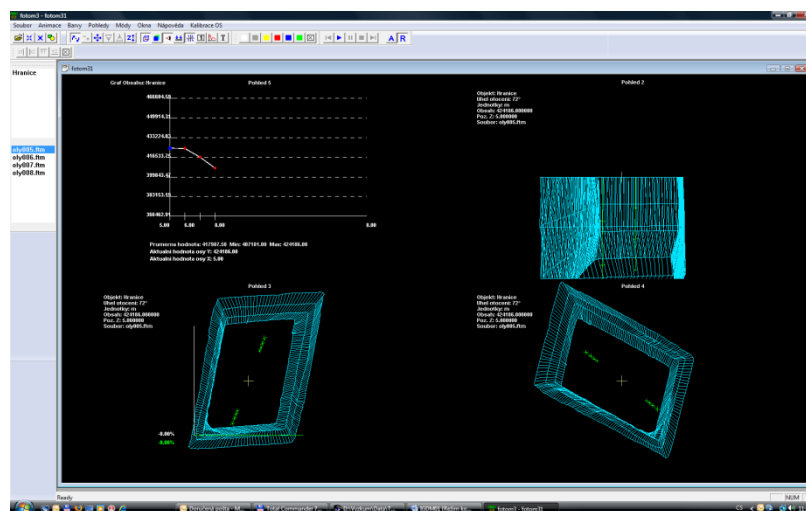
3 Fotogrammetrický systém FOTOM

Systém FOTOM popsaný v [6,17] je vyvíjen už několik let vyvíjen na katedře informatiky na FEI VŠB TU Ostrava a původně sloužil k proměřování důlních jam. Nové verze modulů slouží k vylepšení detekce zájmových bodů a objektů na snímcích, a to co nejjednodušším a nejrychlejším způsobem.

Zatím poslední verze FOTOMU je z roku 2008 a pracuje jak s 2D modelováním procesu měření, tak i s 3D modelováním. Systém FOTOM je modulární, což znamená, že je složen z jednotlivých modulů. Každý z těchto modulů vykonává svou funkci nezávisle na ostatních.

Architektura FOTOM 2008:

- Modul FOTOM1- Zabývá se detekcí zájmových bodů a objektů,
- Modul FOTOM2- 2D modelování procesu měření, měření odchylek a porovnání dvou měření,
- Modul FOTOM3- 3D modelování procesu měření,
- Modul FOTOM4- Animace procesu měření,
- Modul FOTOM5- Rozpoznávání zájmových bodů a objektů.

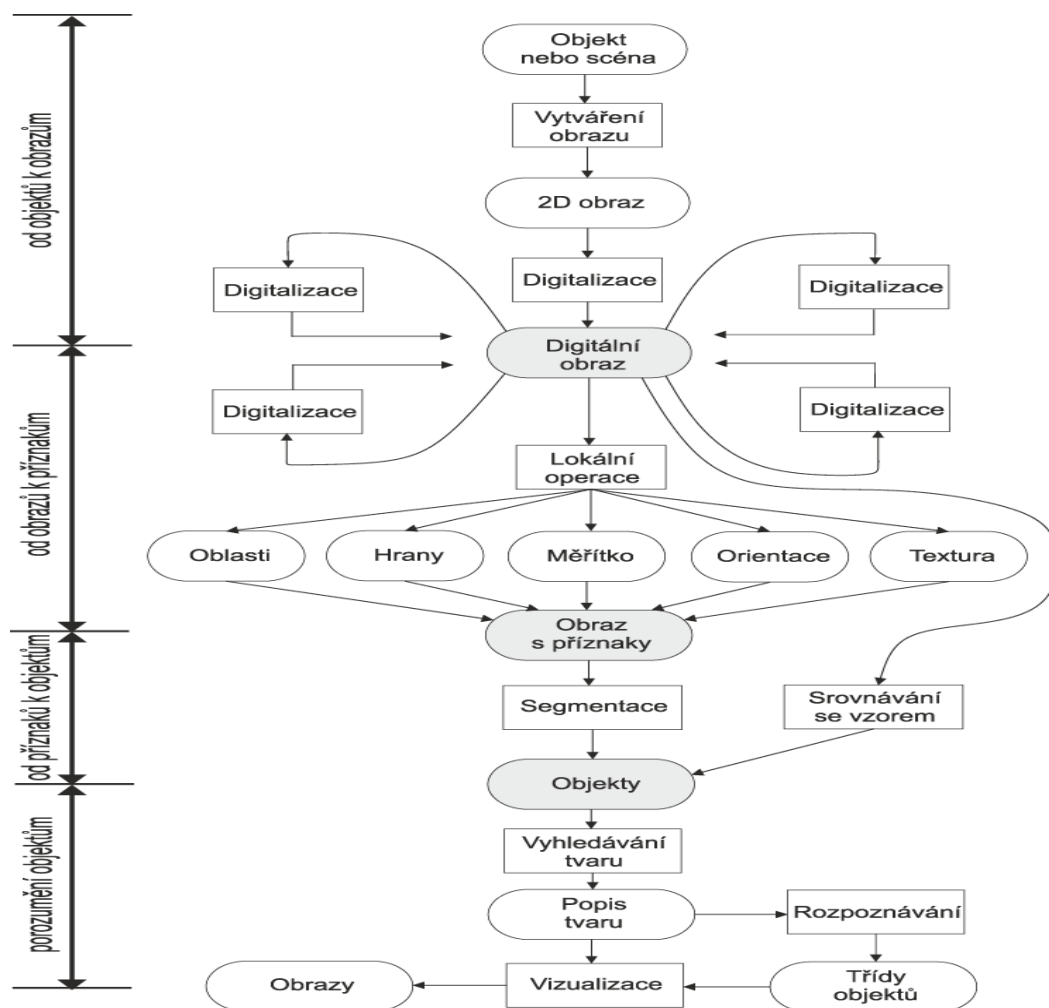


obr. 8 Ukázka modelování programem FOTOM 2008. Převzato z [6].

Nyní je vývoji FOTOM NG, který bude obsahovat další funkce a bude mít sofistikovanější ovládání než předchozí verze. V této verzi bude implementován program vyvíjený v rámci této diplomové práce a sloužící k předzpracování snímků a detekce zájmových bodů a objektů. [6]

4 Digitální zpracování obrazových dat

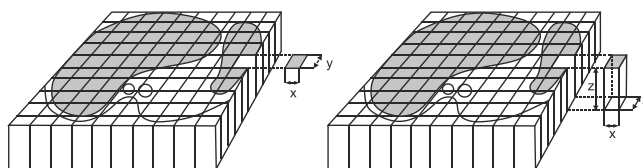
Základním předpokladem digitálního zpracování dat, které je popsáno v knize [4] je nutnost úspory místa. Z hlediska velikosti a uskladňování RTG filmů, fotografií a dalších, se začala vyvíjet disciplína zvaná zpracování obrazu. Cílem je převést obraz reálného světa do počítače a provést následné zpracování. Tím umožníme dlouhodobé uložení záznamů a jejich následné vyhodnocování. Schéma postupu zpracování je uvedeno na obrázku (obr. 9).



obr. 9 Schéma zpracování obrazu. Převzato z [4]

Základním krokem při snímání obrazu je správný výběr zobrazovací metody. Je k dispozici mnoho možností snímání od základních jako například UZV až po složitější, jako je CT, MRI a jiné. Záleží, zda jsou oblasti zájmu měkké tkáně, tvrdé tkáně, kosti, funkční diagnostika nebo jiná oblast. Podle zvoleného režimu snímání se budou odvíjet další části procesu. Následuje

vlastní snímání. Vstupní informací může být např. jas (fotoaparát, kamera). Při digitalizaci signálu převádíme vstupní analogový signál do diskrétního tvaru. Vstupní signál je popsán funkcí $f(x, y)$ pro 2D a pro 3D snímání funkcí $f(x, y, z)$. Existuje také možnost 4D snímání, to znamená záznam v čase např. u funkčního vyšetření srdce je snímání synchronizováno s EKG křivkou. Funkční hodnota může odpovídat hodnotě jasu, spektru barev apod. Dále je nasnímaný signál uložen do pole ve tvaru dvou nebo tří rozměrné matice. Základní obrazový element u 2D snímání se nazývá pixel a u 3D snímání je nazýván voxel. Rozdíl mezi voxelem a pixelem je znázorněn na (obr. 10).

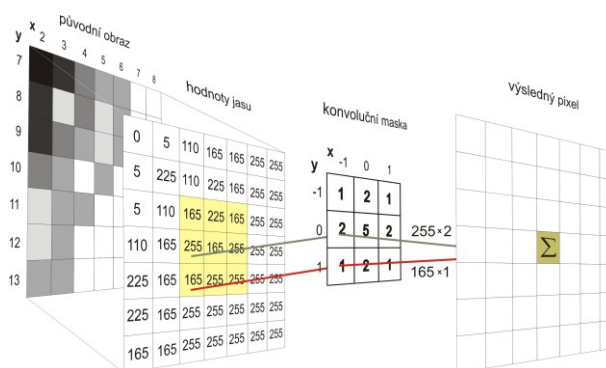


obr. 10 pixel (vlevo) a voxel (vpravo)

Dalším krokem je předzpracování obrazu. V této části se ze snímku odstraňují prvky, které by mohly vadit při segmentaci obrazu. Základem je potlačení šumu, který vznikl při snímání a digitalizaci, korekce jasu odstranění artefaktů snímání a další úpravy. Po této části následuje detekce hran.

4.1 Konvoluce

Podle účelu lze konvoluční operace rozdělit na dvě skupiny – vyhlazování obrazu (potlačení šumu) a gradientní operace (zvýrazňování hran). Rovnice níže popisuje dvojrozměrnou diskrétní konvoluci s konvolučním jádrem h . Toto konvoluční jádro bývá někdy označováno jako konvoluční maska. Vhodný výběr konvolučního jádra bývá založen na experimentech, popř. znalosti kmitočtových vlastností obrazového signálu. Grafické zobrazení konvoluce na (obr. 11)



obr. 11 Ukázka konvoluce. Převzato z [16]

5 Předzpracování

Jakmile je získán digitální obraz, který je popsán v [10,4], nastává jeho další zpracování. Tato kapitola se zaměřuje na předzpracování obrazu pro následné vyhodnocení, detekci hran a textur. Zahrnuje také způsoby filtrace šumu a věnuje se jednotlivým typům šumu, které se mohou na snímcích vyskytnout.

5.1 Jednotlivé typy šumu

Pod pojmem šum je obecně chápána nežádoucí a redundantní informace ve snímku. Při zpracování snímků mohou vznikat různé druhy šumu. Tyto šумы můžeme dělit do základních kategorií, dle toho jak na ně nahlížíme.

Nejčastěji vyskytující se šумы v medicínských snímcích je náhodný šum. Tento šum je často popsán součtovým modelem. Výsledný snímek s náhodným šumem se skládá z pravého obrazu a aditivního šumu. Dalším typem je Gaussův šum, což je šum s náhodným rozdělením a danou střední odchylkou.

5.2 Transformace RGB na odstíny šedé

Jedná se o transformaci vektorového vyjádření (RGB) obrazového elementu na vyjádření skalární (odstíny šedé). Tato operace je prováděna pro zrychlení výpočtu a detekce hran. Výpočet jednoho pixelu transformovaného snímku je podle vzorce (4),

$$g_{(i,j)} = 0.299f_{R(i,j)} + 0.587f_{G(i,j)} + 0.114f_{B(i,j)} , \quad (4)$$

kde $g_{(i,j)}$ výsledná hodnota jasu daného pixelu,

$f_{R(i,j)}, f_{G(i,j)}, f_{B(i,j)}$ jsou hodnoty jednotlivých složek RGB spektra.

5.3 Statistický princip filtrace šumu

Předpokladem je, že každý obrazový bod je zatížen náhodným aditivním šumem v , který je na obrazové funkci nezávislý, má nulovou hodnotu a směrodatnou odchylku σ . Nasnímáním více stejných obrazů získáme n -násobný obraz statické scény. Z každého obrazu pak vybereme bod o stejných souřadnicích a označíme ho g_i , kde $i=1 \dots n$, i nám přiřazuje obraz, ke kterému bod patří. Odhad správné hodnoty získáme jako aritmetický průměr bodů $g_1 \dots g_n$ se šumem $v_1 \dots v_n$,

$$\frac{g_1 + \dots + g_n}{n} + \frac{v_1 + \dots + v_n}{n}. \quad (5)$$

Pravý sčítanec výrazu (5) popisující vliv šumu po průměrování ukazuje, že jde o náhodnou veličinu s nulovou střední hodnotou a menší směrodatnou odchylkou o velikosti σ/\sqrt{n} . Z toho vyplývá, že směrodatná odchylka se zmenšila \sqrt{n} - krát.

5.4 Lokální filtrace

Tato část se zabývá blízkým okolím σ zpracovávaného pixelu. Přístup je založen na představě, že se celý obraz systematicky prochází. Pro každý jeden bod se pracuje s určitým okolím, jako například malým obdélníkem, čtvercem nebo křížem. Výsledek je zapsán do výstupního obrazu jako hodnota reprezentativního bodu.

Dle účelu zpracování se dělí metody lokální filtrace do dvou skupin. První skupina se zabývá potlačením šumu a fluktuací osamocených hodnot obrazové funkce. Principy jsou podobné jako v případě dolnofrekvenčních filtrů. Druhou skupinou jsou filtry na detekci hran, princip je založený na derivaci obrazové funkce. Tato skupina filtrů je podobná svými vlastnostmi filtrům vysokofrekvenčním. Tyto metody jsou lineární, je zde v protikladu vyhlazování a detekce hran, proto jsou navrhovány nelineární metody filtrace. Tím vzniká další třídění na lineární a nelineární metody. Lineární operace počítají hodnotu ve výstupním obraze $g(x, y)$ jako lineární kombinaci hodnot vstupního obrazu $f(m, n)$ v jeho blízkém okolí σ . Příspěvek jednotlivých okolních pixelů v okolí σ je vážen koeficienty h dle rovnice (6),

$$g(x, y) = \sum_{m, n} \sum_{\in \sigma} h(x - m, y - n) f(m, n), \quad (6)$$

kde $(x, y), (m, n)$ jsou souřadnice výstupního a vstupního obrazu.

Rovnice (6) popisuje diskrétní konvoluci s jádrem h , kterému se říká konvoluční maska. Velmi často se používá okolí σ s lichým počtem sloupců a řádků. Díky tomu může reprezentativní pixel být uprostřed konvoluční masky. Konvoluční lokální operace můžeme použít pro vyhlazování, detekci hran nebo čar. Pro urychlení výpočtu můžeme použít specializované technické prostředky.

5.5 Lokální vyhlazení obrazu

Nejsnadnější je vyhlazování náhodného šumu, pokud je k dispozici několik obrazů stejné předlohy. Potom se tyto obrazy liší pouze nahodilým šumem. Tento šum se je možné potlačit obyčejným průměrováním. Odpadávají zde také problémy s rozmazáváním údajů.

Pokud je k dispozici pouze jeden obraz, je potřeba využít obvykle značnou nadbytečnost údajů v obraze. Vychází se z předpokladu, že okolní pixely mají stejnou nebo blízkou hodnotu

jasu. Hodnota obrazových elementů se upravuje na základě analýzy okolí σ reprezentativního pixelu. Výsledná hodnota výstupního obrazu je nahrazena vypočtenou hodnotou, jež je zbavena šumu.

5.5.1 Lineární metody vyhlazování

Tyto metody vypočítávají novou hodnotu reprezentativního pixelu jako lineární kombinaci hodnot v blízkém okolí σ . Pro digitální snímky lze v prostorové oblasti lineární kombinaci vyjádřit jako diskretní konvoluci. Lineární filtry se liší váhami v lineární kombinaci a každý z nich je popsán příslušnou konvoluční maskou h . Speciálním typem lineárních filtrů, jsou prostorově invariantní filtry, jejich společným znakem je, že se nemění jejich chování při změně polohy (7),

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

Základní metodou vyhlazování obrazu je obyčejné průměrování, kde každému bodu je přiřazen nový jas, který je aritmetickým průměrem původních jasů v blízkém okolí σ . Konvoluční maska h_1 pro okolí $\sigma = 3 \times 3$. Někdy se pro lepší vyhlazení zvyšuje váha středového bodu masky nebo jeho 4- okolí. Masky h_2 a h_3 pro okolí $\sigma = 3 \times 3$ (8),

$$h_1 = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}. \quad (8)$$

Nežádoucím jevem u průměrování je rozmazávání obrazu. Proto se průměrování používá jako pomocná metoda pro výpočet střední hodnoty jasu. Toho je pak využito u nelineárních vyhlazovacích metod. Rozšířením obyčejného průměrování je průměrování s Gaussovým rozložením. Toto rozložení samozřejmě nelze použít bez dalších úprav, protože by velikost konvoluční masky byla nekonečná. Proto se konvoluční maska filtru vytvoří tak, že se zvýší váhy středového bodu masky nebo jeho 4- okolí (tj. bodů, které mají se středovým bodem společnou jednu souřadnici, druhá se o jednotku liší). Gaussův filtr se používá k vyhlazování obrazu a odstranění detailů a šumu. V tomto smyslu je podobný obyčejnému průměrování, ale používá jiné jádro, které reprezentuje model Gaussova vrcholu. Body vzdálené více než 3 pixely mají jen zanedbatelný vliv. Obrazová funkce se tak po aplikaci Gaussova filtru rozostří. Koeficienty v konvoluční masce odpovídají 2D Gaussovu rozdělení podle vztahu (9),

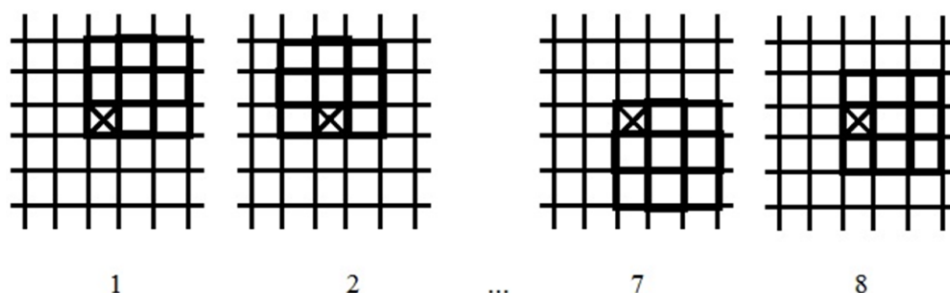
$$f(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \quad (9)$$

kde x, y jsou souřadnice reprezentativního bodu,

σ je střední odchylka definující velikost okolí bodu.

5.5.2 Nelineární metody vyhlazování

První uvedenou metodou je rotující maska. Kolem reprezentativního bodu rotuje malá maska, většinou čtvercová, s okolím $\sigma = 3 \times 3$. Počet možných poloh masky je 8, které jsou znázorněny na (obr. 12). V každé masce se spočítá rozptyl jasů. Z homogenního okolí reprezentativního bodu se vybere maska s nejmenším rozptylem. Nová hodnota reprezentativního bodu může být dána aritmetickým průměrem hodnot ve vybrané masce. Metoda nerozmazává hrany obrazu, má dokonce mírně ostřicí charakter.



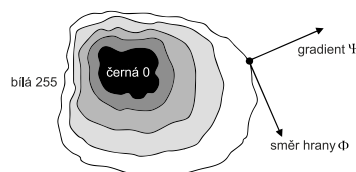
obr. 12 Ukázka rotující maska okolo bodu. Převzato z [4]

Dalším z nelineárních filtrů je mediánový filtr. Tento filtr pracuje na principu seřazení hodnot od největší po nejmenší a vybere z nich prostřední hodnotu dle ukázky (10). Velkou výhodou mediánového filtru je robustnost a stabilita. Používá se hlavně u medicínských snímků a slouží především k potlačení impulzního šumu. Jediným parametrem tohoto filtru je okolí reprezentativního bodu σ . Volí se vždy takové okolí, aby reprezentativní bod ležel v jeho středu, proto musí být toto okolí čtvercové a mít lichý počet řádků a sloupců.

$$\begin{array}{ccc} 7 & 4 & 4 \\ 5 & 5 & 1 \\ 2 & 3 & 3 \end{array}, \text{ seřazeno } 1, 2, 3, 3, 4, 4, 5, 5, 7 \rightarrow \text{nová hodnota } f(x, y) \text{ bude } 4. \quad (10)$$

5.6 Detekce hran

Hrana v obraze je dána vlastnostmi obrazového elementu a jeho okolím. Je určena tím, jak rychle se mění hodnota obrazové funkce $f(x, y)$. Matematickým nástrojem pro studium změny funkce dvou proměnných jsou parciální derivace. Změnu funkce udává její gradient, vektorová veličina, určující směr největšího růstu funkce (směr gradientu) a strmost tohoto růstu (velikost, modul gradientu), toto je znázorněno na (obr.13). Pixely s velkým modulem gradientu se nazývají hranami.



obr. 13 Směr hrany Φ je kolmý na směr gradientu Ψ . Převzato z [4]

5.6.1 Jednoduché konvoluční masky

Konvoluční maskou je myšlen operátor, který lze vyjádřit formou masky pro konvoluci. U směrových operátorů je tolik jader h , kolik směrů operátor rozlišuje. Níže jsou vypsány nejčastěji používané operátory.

Robertsův operátor

Je to nejstarší a nejjednodušší operátor. Tento operátor používá jen okolí $\sigma = 2 \times 2$ reprezentativního pixelu. Hlavní nevýhodou Robertsova operátoru je velká citlivost na šum, protože použité okolí pro aproximaci je malé. Konvoluční maska (11),

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Laplaceův operátor

Velmi oblíbený operátor, který aproximuje druhou derivaci. Je invariantní vůči otočení a udává pouze velikost hrany, nikoli její směr. V digitálním obraze je tento operátor aproximován diskretní konvolucí. Nejčastěji používaná konvoluční maska h (pro 4 a 8 nejbližších sousedů) v okolí $\sigma = 3 \times 3$ (12),

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Hlavní nevýhodou Laplaceánu je velká citlivost na šum, což je přirozené díky snaze využít jednoduché prostředky na aproximaci druhé derivace. Další nevýhodou je dvojitá odezva na hrany, které odpovídají tenkým liniím v obraze. Někdy se tento operátor používá s větší vahou pixelů, které jsou blíže aktivnímu bodu masky. V tomto případě zaniká invariantnost vůči otočení (13),

$$h = \begin{bmatrix} 2 & -1 & 2 \\ -1 & -4 & -1 \\ 2 & -1 & 2 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ 2 & -4 & 2 \\ -1 & 2 & -1 \end{bmatrix}. \quad (13)$$

Operátor Prewittové

Operátor Prewittové (14,15) je podobně jako Sobelův(16), Kirschův(17) a Kirschův(18) operátor aproximující první derivaci. Gradient je odhadován v okolí $\sigma = 3 \times 3$ až pro 8 směrů. Vybrána je vždy jedna maska z osmi, ta, které odpovídá největší modul gradientu. Níže jsou ukázány masky h pro tři směry, dalších 5 se určí pootočením.

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (14)$$

Zde je znázorněna maska s okolím $\sigma = 5 \times 5$. Čím je větší maska, tím přesněji jsme schopni zobrazit hranu. Tato maska slouží jak pro svislé hrany, tak i pro vodorovné hrany.

$$h = \begin{bmatrix} -2 & -1 & 0 & 1 & 2 \\ -2 & -1 & 0 & 1 & 2 \\ -2 & -1 & 0 & 1 & 2 \\ -2 & -1 & 0 & 1 & 2 \\ -2 & -1 & 0 & 1 & 2 \end{bmatrix}, \quad h = \begin{bmatrix} -2 & -2 & -2 & -2 & -2 \\ -1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 2 & 2 & 2 & 2 & 2 \end{bmatrix} \quad (15)$$

Sobelův operátor

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Robinsonův operátor

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

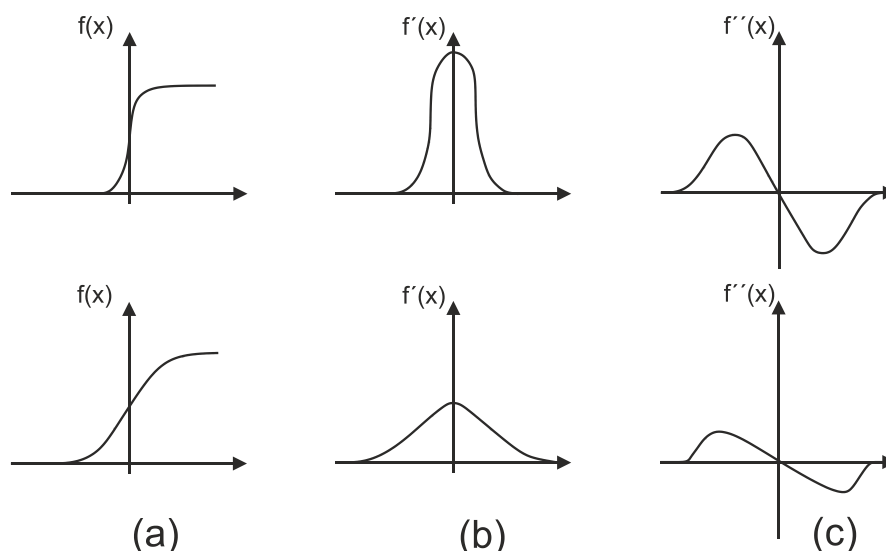
Kirschův operátor

$$h_1 = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ -5 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & 3 \end{bmatrix}, \quad h_3 = \begin{bmatrix} -5 & 3 & 3 \\ -5 & 0 & 3 \\ -5 & 3 & 3 \end{bmatrix} \quad (18)$$

5.6.2 Hrany jako průchody nulou druhé derivace

Problémem snímků aproximovaných derivacemi v malém okolí σ je velká závislost jejich chování na konkrétním obrázku. Velikost masky musí odpovídat velikosti detailů v obrázku. Měřítko obrázku musí být bráno na vědomí. Také citlivost na šum je značná.

Základem přístupu je hledání polohy hrany v obraze, tedy v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulou. První derivace obrazové funkce nabývá svého maxima v místě hrany. Druhá derivace protíná v místě hrany nulovou hodnotu. Situaci ilustruje pro jednoduchost v 1D případě (obr. 14), kde (a) ukazuje skokovou hranu, (b) její první derivaci a (c) průběh druhé derivace. [12]



obr. 14 Skoková odezva na změnu hrany. Převzato z [4]

LoG operátor

. Pro odhad druhé derivace je použito všesměrový Laplacián ∇^2 (19). Tento postup je některými autory nazýván jako LoG operátor. $\nabla^2[G(x, y, \sigma) * f(x, y)]$, kde $*$ je konvoluce. Díky linearitě zúčastněných operací lze zaměnit pořadí derivace a konvoluce.

$$\nabla^2 (G(x, y, \sigma) * f(x, y)) = (\nabla^2 G(x, y, \sigma)) * f(x, y). \quad (19)$$

Hodnoty derivace Gaussiánu $\nabla^2 G$ lze přepočítat analyticky, protože na konkrétním obraze nezávisí. Aby se nám jednodušeji derivovalo, nahradíme $x^2 + y^2 = r^2$, kde r je Euklidovská vzdálenost od středu Gaussiánu. Substituce je přípustná, protože Gaussián je středově symetrický. Druhá derivace $G''(r)$, tj. Laplacián Gaussián (20), je

$$G''(r) = \frac{1}{\sigma^2} \left(\frac{r^2}{\sigma^2} - 1 \right) e^{-\frac{r^2}{\sigma^2}}. \quad (20)$$

Když se zpětnou substitucí vrátíme k původním souřadnicím (x, y) a zavedeme normalizační koeficient c zajišťující, aby součet všech koeficientů v masce byl 0, dostaneme vztah (21) poskytující hodnoty v konvoluční masce,

$$h(x, y) = c \left(\frac{x^2 + y^2 - \sigma^2}{\sigma^4} \right) e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}}, \quad (21)$$

Díky svému tvaru se masce říká mexický klobouk. Masku 5 x 5 LoG operátoru je znázorněna v konvoluční masce (22),

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (22)$$

5.6.3 Cannyho detekce hran

Cannyho detektor hran je označován za optimální hranový detektor. Detektor navrhnutý J.F. Cannyem splňuje tři základní kritéria. Tato hlavní kritéria jsou minimální chybovost, která je dána tak, aby poměr mezi hranami a šumem byl co největší a přitom byly detekovány všechny hrany. Dalším kritériem je lokalizace, ta udává, že poloha detekované hrany musí být co nejbližší její skutečné poloze v obraze. Posledním kritériem je jednoznačná odezva, v principu to znamená, že každá hrana může být detekována pouze jednou. Proto Canny navrhl algoritmus složený ze čtyř základních operací.

Nejprve se odstraní šum pomocí Gaussova filtru. Následně se určí gradient, například pomocí Sobelové, Prewittového operátoru, nebo pomocí LoG operátoru. Poté musí nalézt v gradientním obraze hodnoty lokálních maxim, tím pádem dojde ke ztenčení hran a je získána jednoznačná odezva na hranu. Nakonec se provede eliminace nevýznamných hran pomocí toho, že se gradientní obraz převede do binární podoby. Při tomto kroku se používá prahování.

6 Analýza a výběr metod předzpracování

V této části bude probírána specifická úloha a tou je segmentace medicínských snímků, která je definovaná v [9,2]. Společně s rozvojem zobrazovacích metod se rozvíjí i metody jejich předzpracování. Pro každou zobrazovací metodu se upravením již navržených postupů dá získat téměř přesná analýza daného snímku. Ukázkou metod a jejich použití lze nalézt například v této studii [3]. Zatím ještě nebyl vyvinut univerzální algoritmus, jenž by byl schopen segmentovat všechny typy snímků. Existuje mnoho metod analýzy medicínských snímků. Pro tuto práci byly vybrány a popsány metody parametrických aktivních kontur bez topologické změny a s topologickou změnou.

6.1 Prahování

Je to základní metoda pro detekci hran. U této metody se nastavuje pouze práh, kde se zjišťuje, jestli hodnota obrazové funkce $f(x, y)$ je větší nebo menší než zvolený práh, tak je hodnota určena novou obrazovou funkcí. Například z intervalu černá, bílá. Pokud je hodnota obrazové funkce větší než práh, pak se nová obrazová funkce $f(x, y)$ rovná bílé a pokud je hodnota větší, tak se nová hodnota obrazové funkce rovná černé. Rozšířením této metody o více prahů může být provedena vícenásobná detekce hran.

U této metody se spoléhá na to, že každá zobrazovací metoda, přiřadí každé tkáni jinou úroveň intenzity výsledného obrazu. Prahování je tedy závislé na tom, jestli je tkáň homogenní nebo ne. V praxi se s homogenní tkání nesetkáme. Proto se volí adaptabilní prahování, které umožňuje nastavení více prahů.

Výsledky prahování u medicínských snímků nejsou příliš kvalitní, protože tyto obrazy jsou hodně zašuměné. Prahování se proto kombinuje se základními morfologickými operacemi jako je eroze a dilatace. Nástroje prahování jsou dnes běžně implementovány do všech medicínských programů.

6.2 Metoda aktivních kontur

Had, čili aktivní kontura, popsána v [12], je křivka definovaná přímo uvnitř snímku. Křivka mění své vlastnosti na základě vnitřních sil, které definuje samotná křivka a externích sil, které jsou vypočítány z předlohy. Tyto síly umožňují přizpůsobení křivky k hranám hledaných objektů nebo jiným definovaným vlastnostem ve snímku. Aktivní kontury mají široké uplatnění při detekci hran, modelování objektů a segmentaci obrazu.

Existují dva druhy aktivních kontur, jsou to parametrické aktivní kontury a geometrické aktivní kontury. Počáteční křivkou aktivní kontury je uzavřená křivka daná body $\mathbf{x}(s) =$

$[x(s), y(s)] \in [0, 1]$. Metoda parametrických aktivních kontur je založena na iterativním postupu minimalizaci energie, dle vzorce pro výpočet energie (23),

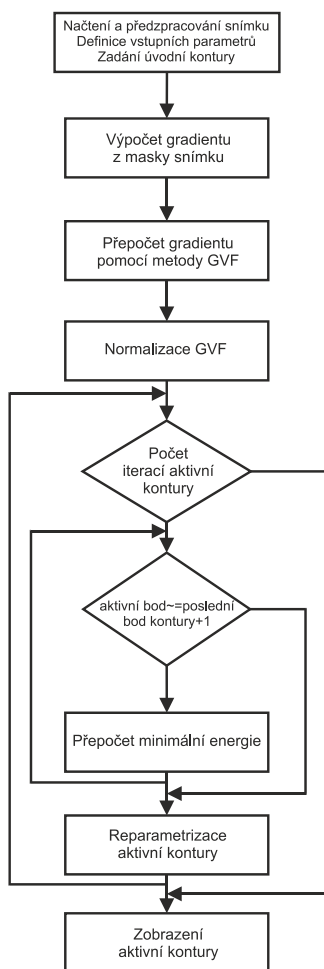
$$E = \int_0^1 E_{INT}(\bar{v}(s)) + E_{EXT}(\bar{v}(s)) ds, \quad (23)$$

kde E výsledná energie,

E_{INT} je vnitřní síla,

E_{EXT} je externí síla,

Interní energetická funkce představuje sílu, která se křivce snaží vnutit daný tvar a pomáhá udržovat konstantní vzdálenosti mezi body aktivní kontury. Externí energetická funkce udává parametr okolního prostoru, ve kterém se aktivní kontura pohybuje.



obr. 15 Algoritmus metody aktivních kontur

Pro tento případ je použita dynamická interní funkce a jako externí funkce je použita gradientní maska, ze které je vypočteno gradientní pole. Pole je pak přepočteno jako parametr GVF. Obě energetické funkce jsou podrobně rozepsány níže. Výpočet GVF a pohyb hada je popsán pomocí algoritmu (obr. 15).

6.2.1 Externí energetická funkce

- **GFV pole**

Nejprve se z edge mapy snímku vypočítá gradient, popsáno v kapitole 5.6. I přesto, že je gradient definován v kartézské soustavě souřadnic, je to invariantní veličina, která nezávisí na volbě souřadné soustavy.

Samotný gradient nelze využít jako samostatnou externí sílu. Vývoj bodů aktivní kontury je pouze pro malé okolí reprezentativního bodu aktivní kontury. Proto se zavádí funkce GFV, popsáno v [12], v jejímž důsledku vznikne vektorové pole $\mathbf{v}(u, x) = [u(x, y), v(x, y)]$, určené jako minimalizace následující energetické funkce (24),

$$\varepsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy. \quad (24)$$

Pro nalezení tohoto pole se použije původní funkce, která je přepsána pomocí Eulerových rovnic do numerické interpretace. Tato funkce hledá oblasti největších hran ve vstupním obraze a jednotlivé složky GVF směřují k těmto hranám. Po aproximaci Eulerových rovnic je získán vzorec pro výpočet jednotlivých bodů GVF pole (25),

$$\begin{aligned} u_{i,j}^{n+1} &= (1 - b_{i,j}\Delta t)u_{i,j}^n + r(u_{i+1,j}^n + u_{i,j+1}^n + u_{i-1,j}^n + u_{i,j-1}^n - 4u_{i,j}^n) + c_{i,j}^1\Delta t \\ v_{i,j}^{n+1} &= (1 - b_{i,j}\Delta t)v_{i,j}^n + r(v_{i+1,j}^n + v_{i,j+1}^n + v_{i-1,j}^n + v_{i,j-1}^n - 4v_{i,j}^n) + c_{i,j}^2\Delta t \end{aligned} \quad (25)$$

kde $u_{i,j}^{n+1}, u_{i,j}^n, v_{i,j}^{n+1}, v_{i,j}^n$ přepočtená hodnota vektoru a původní hodnota vektoru,

$b_{i,j}$ je součet kvadrátů původních hodnot vektorů,

Δt je krok jedné iterace,

r je regulující parametr pole GVF, určující jeho vývoj (26),

$c_{i,j}^1, c_{i,j}^2$ je hodnota $b_{i,j}$ vynásobená hodnotou původního vektoru.

Konvergence tohoto iteračního procesu je zaručena standartními výsledky, díky teorii numerických metod. Za předpokladu že b, c^1 a c^2 jsou ohraničeny, jsou stabilní v případě, když

je zachována Court-Friedrich-Lewy omezená velikost kroku na $r \leq 1/4$. Hodnoty $\Delta x, \Delta y$ a μ jsou fixně dány, dle vzorce (26),

$$r = \frac{\mu \Delta t}{\Delta x \Delta y}, \quad (26)$$

Pro zajištění konvergence musí být velikost časového kroku Δt , striktně dána předpisem (27),

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x \Delta y}{4\mu}, \quad (27)$$

Parametry zadávané u GVF polí jsou počet iterací, který udává počet cyklů přepočtu (tento přepočet je náročný na výpočetní výkon stanice, pokud se zvolí vysoká hodnota parametru) a koeficient μ , který reguluje vývoj GVF pole. Tento parametr je potřeba zadat empiricky a bude pro každou skupinu snímků jiný. Po výpočtu GVF pole je ideální provést jeho normalizaci. Normalizace zajistí rozloženou velikost modulu složek GVF ve všech bodech obrazu v intervalu $[0;1]$. Normalizace je prováděna dle vztahů (28),

$$\begin{aligned} nx &= \frac{u}{\sqrt{u+v} + 1 \cdot 10^{-10}}, \\ ny &= \frac{v}{\sqrt{u+v} + 1 \cdot 10^{-10}}. \end{aligned} \quad (28)$$

kde nx, ny jsou nové hodnoty vektorů u a v ,

u, v jsou původní vektory.

Použitím GVF pole se zvyšuje přesnost detekce hrany pomocí parametrické aktivní kontury, je zde lepší detekce změn v obraze, avšak stále neřeší topologickou změnu a je zde problém se detekcí úzkých zářezů. Proto bude dále popsáno GGVF pole, které umožňuje přesnou detekci zářezů. A nakonec bude přiblíženo EPGVF pole, které řeší i topologickou změnu aktivní kontury.

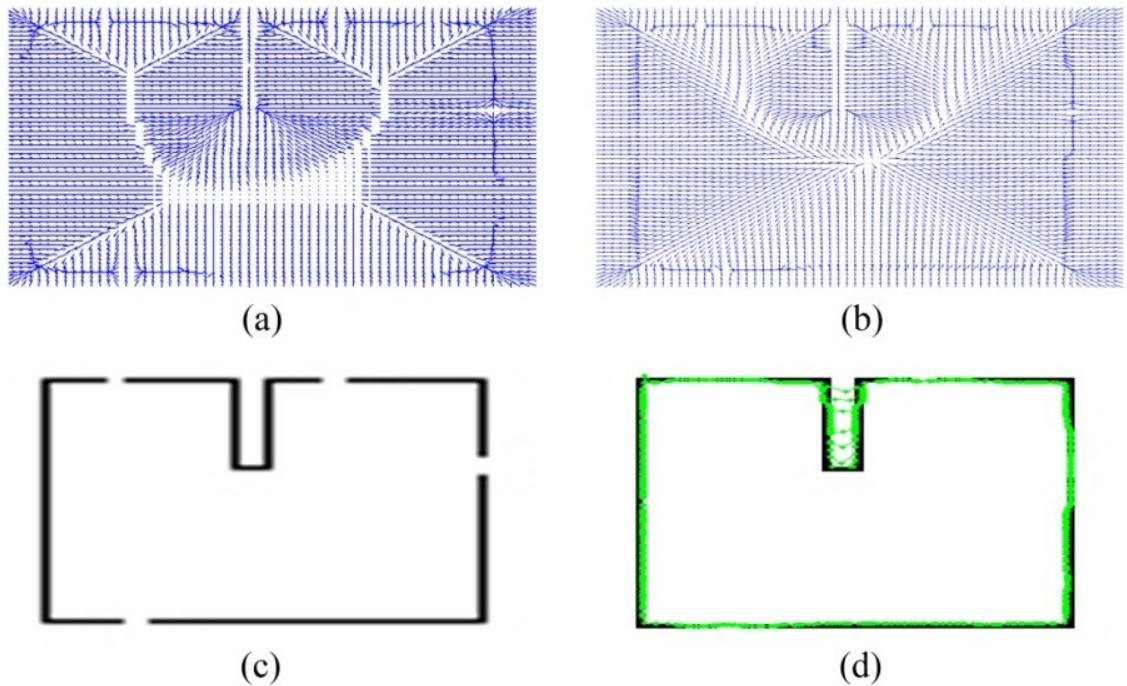
• GGVF

GVF pole má velký počet výhod, avšak zaostává v případě detekce dlouhých, tenkých zářezů. Tento problém vzniká příliš vyhlazeným polem blízko okrajů, vyhlazení je určeno konstantním parametrem μ . Zavedením vyrovnávací funkce měnící se dle daného prostoru, která nahradí parametr μ a sníží účinek vyhlazení v blízkosti silných gradientů. Je tento problém vyřešen obrázky (obr. 16). Funkce řešící tento problém se nazývá GGVF, která je popsána v [11], tato funkce je definována vztahem (29),

$$v_t = g(|\nabla f|)\nabla^2 v - h(|\nabla f|)(v - \nabla f), \quad (29)$$

kde v_t nová hodnota vektoru,
 ∇f vypočítaný gradient obrazu,
 ∇^2 laplacián,
 $g(\nabla f) = \mu, h(\nabla f) = |\nabla f|^2$ váhové koeficienty určující rozmazání,
 v původní hodnota vektoru.

První část rovnice nám udává úroveň vyhlazovací funkce, protože bude vytvářet hladce se měnící vektorové pole a druhá část rovnice pracuje s původním vektorovým polem a přepočítává vzdálenost pole od obrazové informace. Váhové funkce $g(\nabla f), h(\nabla f)$ jak se vektorové pole bude měnit. Je potřeba, aby se vektorové pole postupně vyhlazovalo ze vzdálených míst až k hraně, ale bylo zároveň přizpůsobeno gradientu poblíž hran.



obr. 16 Detekce úzké štěrby.

Jelikož je $g(\nabla f)$ konstantní, vyhlazování probíhá všude, ačkoli $h(\nabla f)$ vzroste blízko silných hran a bude dominovat na zářezech. V situaci kdy se aktivní kontura dostane do dlouhé tenké oblasti, původní GVF ztratí ovládací sílu kontury. U GGVF je to vyřešeno tak, že když se funkce $g(\nabla f)$ zmenší, tak se funkce $h(\nabla f)$ zvětší. Pak bude v blízkosti velkých gradientů velmi malé vyhlazení a efektivní vektorové pole bude téměř stejné jako gradient edge mapy.

GGVF pole spočtené pomocí váhových funkcí, bude mít vlastnost přizpůsobit se ostrým hranám, ale bude se plynule měnit dál od hranic, znázorněno na (obr. 16b). Musí také splňovat podmínku konvergence pospanou výše.

6.2.2 Interní dynamická energetická funkce

Tato funkce popisuje chování kontury pomocí parametrů α a β . Tyto parametry udávají pružnost a rychlost vývoje dané aktivní kontury. Čím větší je parametr α , tím větší je rozsah změn v příslušné oblasti aktivní kontury. Velikost parametru β definuje hladkost aktivní kontury.

$$x_t(s, t) = \alpha x''(s, t) - \beta x''''(s, t), \quad (30)$$

kde α je parametr pružnosti aktivní kontury,

β je parametr hladkosti aktivní kontury.

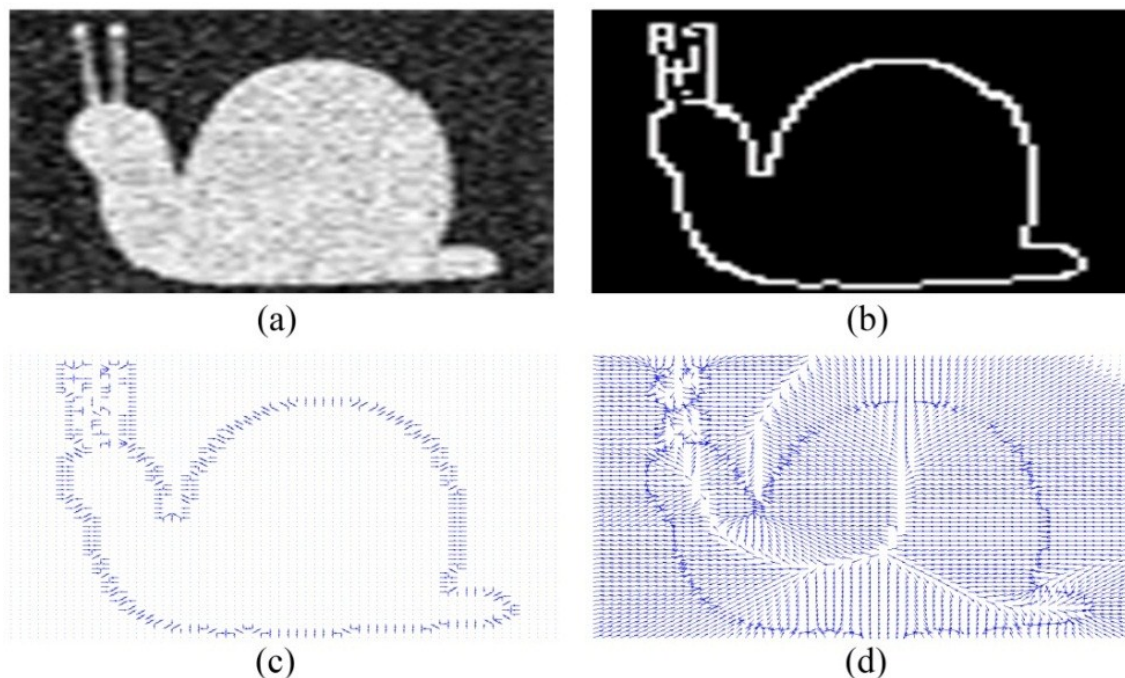
6.2.3 Popis algoritmu

Postup při zpracování pomocí metody aktivních kontur je zobrazen na algoritmu na (obr. 17). Zde budou popsány jednotlivé dílčí kroky vedoucí ke konečné úpravě aktivní kontury pomocí metody aktivních kontur s využitím GVF vektorového pole.

Nejprve je potřeba navolit základní parametry. Pro GVF pole je to počet iterací původního gradientového obrazu a parametr μ regulující vývoj pole GVF. U aktivní kontury se nastavují parametry α, β podle popisu v kapitole 6.2.2. Mezi další parametry patří počet iterací aktivní kontury, který udává počet iterací výpočtu změny pohybu kontury a parametr dt , jenž určuje změnu posunu kontury. Posledními dvěma parametry pro aktivní konturu jsou maximální a minimální rozdíl euklidovské vzdálenosti mezi dvěma body, které jsou vedle sebe na kontuře. Nakonec je třeba určit inicializační konturu. Může to být jakýkoli polynom. Ideální situace nastává, pokud prvky kontury lemují hledanou hranu v obraze. Ještě před samotnou inicializací je provedena re-parametrizace kontury tak, aby splňovala podmínky minimálního a maximálního rozdílu euklidovské vzdálenosti mezi dvěma body kontury.

Před samotným spuštěním detekce pomocí parametrické aktivní kontury je potřeba snímek (obr. 17a) předzpracovat. Vstupní snímek by měl být bez šumu a se zvýrazněnými hranami, ale tento případ je v reálné aplikaci nemožný, proto je potřeba zbavit snímek šumu pomocí nízkofrekvenčních filtrů. Ty jsou popsány v kapitole 5.5. Následně musí být provedena detekce hran pomocí jednoduchých operátorů, případně použitím Cannyho detektoru hran, který je popsán v kapitole 5.6. Detekci hran se získá edge mapa (obr. 17b) pro výpočet gradientové obrazu (obr. 17c) a tento gradientový obraz je dále zpracován do GVF pole (obr. 17d), viz kapitola 6.2.1. Předchozí krok filtrace a detekce hran se může přeskočit, ale pak vzniká při

detekci velká chyba, protože GVF pole je spočítáno z reálného snímku se šumem a reaguje na každou hranu.



obr. 17 Původní snímek (a), po filtraci a detekci hran (b), gradientový obraz (c), GVF pole (d).

Po výpočtu GVF pole se spustí proces posunu aktivní kontury, který je dán vzorcem (28). Změna kontury se provádí pro x a y souřadnici kontury samostatně. Tento výpočet provede pro všechny souřadnice (x, y) dané kontury, vzorec (31) slouží pro výpočet nové souřadnice x . Po skončení každého přepočtu všech bodů aktivní kontury se provede re-parametrizace, aby byla splněna podmínka vzdálenosti každých dvou nejbližších bodů aktivní kontury. Nakonec je výsledkem křivka lemující hranu v obraze.

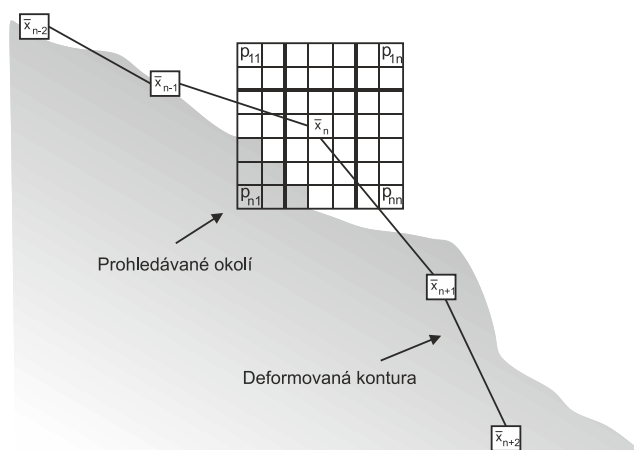
$$x_i^{n+1} = (\alpha(x_i^n)'' - \beta(x_i^n)'''' + nx)dt + x_i^n \quad (31)$$

Kde x_i^{n+1} hodnota nové souřadnice x ,

x_i^n hodnota původní souřadnice x ,

α, β, dt parametry pohybu aktivní kontury,

$nx(x, y)$ hodnota GVF pole pro osu x ,



obr. 18 Pohyb reprezentativního bodu kontury a jeho okolí.

6.3 Metoda aktivních kontur s topologickou flexibilitou

Je vylepšení aktivních kontur a jejich aplikace. Ideální je zejména na detekci zájmových objektů lékařských snímků. Tato metoda je založena na ACID. Už neřešíme pouze jednu konturu, ale celou soustavu kontur v ACID, výrazně tím rozšiřují tradiční metody aktivních parametrických kontur o topologickou flexibilitu. V praxi to znamená, že dochází k rozpadu nebo pohlcení aktivních kontur a vzniku nových aktivních kontur. Výsledky topologicky přizpůsobivých aktivních kontur neboli T-snakes, které jsou definovány v [8], mohou být použity k rozčlenění některých z většinou složitě tvarovaných biologických struktur na lékařských snímcích, a to efektivním a automatizovaným způsobem.

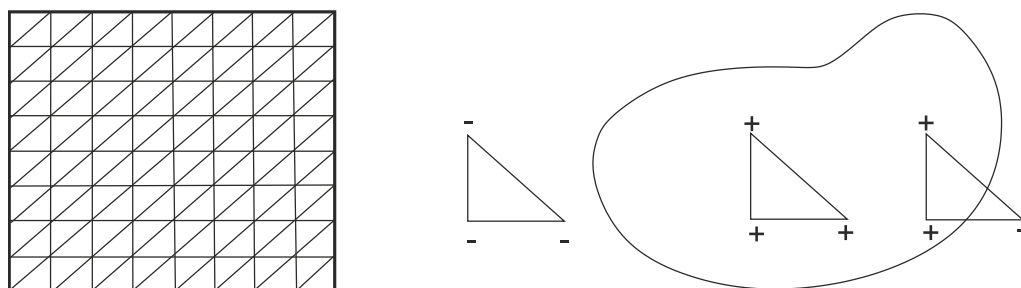
Na rozdíl od tradičních aktivních kontur, množina uzlů a propojení elementů T-snakes nezůstává konstantní během vývoje aktivní kontury. Oblast snímku se rozloží do sítě simplexů, tzv. ACID mřížka zobrazena na (obr. 19).

Když se model posune pod působením vnitřních a vnějších sil, přenastaví se parametry modelu na novou množinu uzlů a elementů efektivním výpočtem bodů protnutí modelu s touto ACID mřížkou. Také měníme pohyb hada ve vnitřní oblasti modelu, a to použitím vrcholu simplexu a jeho informaci, zda leží, nebo neleží ve vnitřní oblasti. Re-parametrizaci modelu daným počtem iterací vývojového procesu je vytvořen jednoduchý, elegantní a automatický model zahrnující techniku a ACID mřížku, který zajišťuje strukturu pro robustní topologickou transformaci. Toto umožňuje modelu být relativně intenzivní ke složitým topologiím stabilním způsobem. Vedle stanovení hraničního zobrazení, stejně jako zobrazení vnitřní oblasti objektu, tento hybridní model hada kombinuje prostorové oddělení, vnitřní parametrizaci a topologicky flexibilní vlastnosti parametrického modelu. Celkový pohyb aktivní kontury je analogický

k pohybu směrem dopředu, ačkoli existují dvě odlišné fáze pohybu. V první fázi, mezi parametrizačním stupněm, T-snake chovající se jako standardní parametrická aktivní kontura s vývojem podle GFV pole. Během druhé re-parametrizační fáze je aktivní kontura parametrizována pomocí ACID mřížky a fixní body mřížky jsou použity ke sledování vnitřku uzavřených kontur a k vytvoření prostorového rozdělení. Tato fáze zajišťuje stabilitu, vnitřní parametrizaci a topologickou přizpůsobivost. Konverze do tradičního parametrického zobrazení modelu hadů je jednoduchá záležitost, stačí zablokovat fázi dvě.

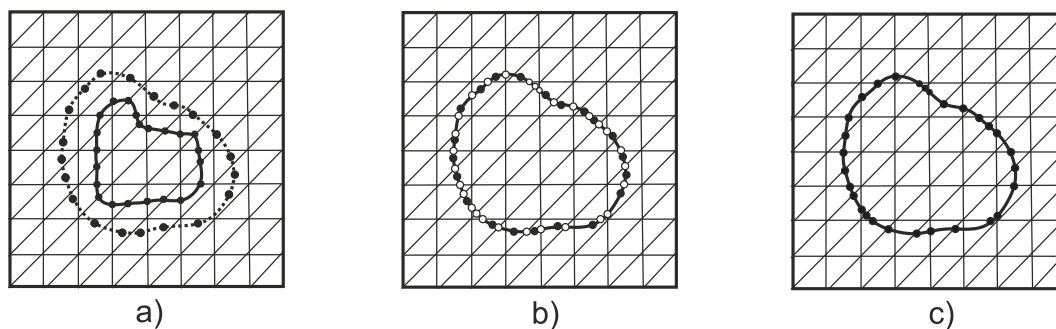
6.3.1 Algoritmus výpočtu

Nejprve se vytvoří prostorová mřížka typu ACID. Mohou nastat dva případy ACID. Složitý typ složený z obdélníků nebo jednoduchý tvořený sítí trojúhelníků. Používá se tzv. Freundenthalova triangulace. Díky této mřížce můžeme jednotlivé buňky jednoduše klasifikovat dle toho, zda jsou uvnitř, vně nebo na hranici kontury. U hraničních buněk určíme, které vrcholy (vertexy) leží uvnitř a které mimo konturu.



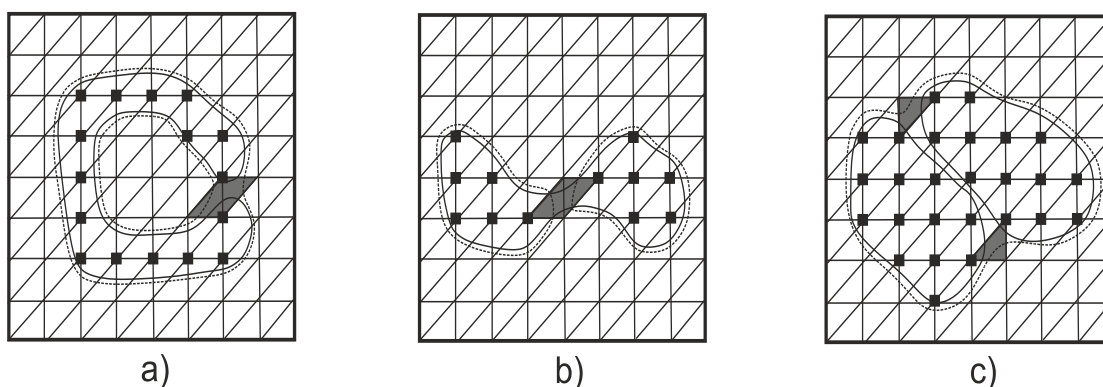
obr. 19 ACID mřížka (vlevo), simplex s označením klasifikace (vpravo). Převzato z [15]

Potom se provede klasický pohyb aktivní kontury, popsáný v kapitole 6.2. Kontura je vždy po několika iteracích re-parametrizována pomocí ACID mřížky a provede se vyhledání průsečíků aktivní kontury s mřížkou. Každý bod průtnutí ACID mřížky a kontury je zaznamenán. Tyto průsečíky poté tvoří nové body kontury, viz (obr.20). Po zaznamenání všech průsečíků je každá buňka klasifikována, zda leží celá uvnitř, vně, nebo je na hranici kontury (obr. 17) případně kolik jejich vrcholů je uvnitř a kolik vně. Všechny hraniční buňky, které jsou na hranici kontury, jsou dále zpracovány.



obr. 20 Postup re-parametrizace bodů. Převzato z [15]

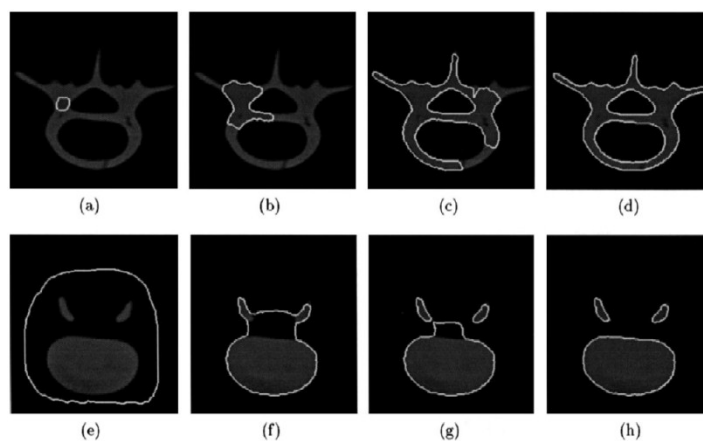
V místech, kde aktivní kontura protíná sama sebe nebo jinou aktivní konturu, případně dojde k přiblížení dvou kontur, se rozdělí na dvě a více kontur nebo se sloučí v jednu. Spojení či rozpojení je provedeno pomocí topologické transformace. Ta se provede v bodech, kde protíná aktivní kontura ACID mřížku, zároveň ale musí být splněna podmínka entropie, jenž se provádí sledováním hraničních buněk. Následně jsou přepočítány nové hodnoty pro nově vzniklé kontury. Ukázky topologické transformace jsou zobrazeny na (obr. 21).



obr. 21 Možné stavy polohy kontur, pro topologickou transformaci. Převzato z [15]

6.3.2 Výsledky

Zde jsou zobrazeny výsledky této metody. Jak je vidět na (obr. 22a-d). Aktivní kontura mění svou topologii, dle objektů na snímku. Na těchto snímcích zobrazen rozpad T-snakes na několik různých aktivních kontur, které se mohou zase dělit pomocí topologických transformací.



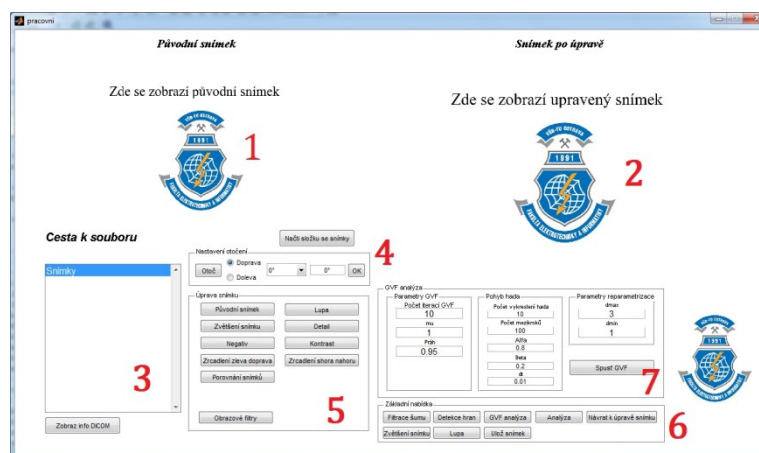
obr. 22 Aplikace topologicky adaptibilní. Převzato z [15]

6.3.3 Shrnutí

Velkým problémem těchto metod je vysoká náročnost na výpočetní výkon počítače. Iterační výpočet u těchto metod může trvat i desítky minut. Neustále jsou vyvíjeny nové metody, které se snaží tyto problémy odstraňovat.

7 Popis programu

Zde jsou vysvětleny základní funkční bloky programu. Ukázka pracovní plochy programu na (obr. 23). Tento program se skládá ze 7 funkčních bloků, kde každý plní svou funkci. Bližší popis ovládání a definice jsou obsaženy v uživatelské a programátorské příručce. V diplomové práci jsou jednotlivé bloky popsány podle jejich funkcí. Program je samostatně spustitelný, ale pro jeho funkčnost je potřeba nainstalovat do počítače knihovny matlabu.



obr. 23 Pracovní plocha programu.

7.1 Původní snímek

V této oblasti bude po celou dobu zobrazen původní snímek, který je neupravený. Snímek je menší než snímek aktuálně upravený. Tento snímek je možno zvětšit na celou obrazovku a porovnat jej s upraveným snímkem.

7.2 Snímek po úpravě

Zde se budou zobrazovat postupně všechny úpravy prováděné se snímkem. Snímek, který je v tomto poli je možno kdykoli zobrazit na celou plochu obrazovky, porovnat s původním snímkem, použít na něj lupu a prohlédnout si body zájmu. Snímek viditelný v tomto poli je pak ve volbě uložení snímku uložen.

7.3 Načtení souboru

V této části si nejprve vybereme složku se snímky. Snímky mohou být ve formátu (DICOM, JPG, BMP a PNG), poté vypsány pod sebou v seznamu snímků. Pokud jsou snímky barevné, program je automaticky transformuje do odstínů šedé, tato transformace je popsána kapitole 5.2.

Uživatel si vybere snímek, se kterým chce pracovat, a ten se mu po výběru zobrazí do obou zobrazovacích polí.

7.4 Otočení snímku

Zde je regulováno natočení snímku. Může se stát, že snímek je digitalizován například pomocí čtečky a zaznamenaný obraz je pootočený. Proto je v programu možnost rotovat snímkem po 45° stupních nebo zadat hodnotu otočení. Poté se potvrdí otočení. Tato operace je možná pouze při načtení snímku z důvodu možných problémů- mění se rozlišení snímku a je nutné původní rozlišení zachovat. Přidané pixely jsou vyplněny černě pro jejich jednoduchou lokalizaci. Pro přepočít obrazu je použita kubická interpolace.

7.5 Úprava snímku

V tomto bloku provádíme základní úpravu snímku a máme zde základní nástroje na diagnostiku snímku, jako je lupa a zvětšení snímku na celou obrazovku. Funkce lupy (obr. 24) pro prohlížení detailů snímku. Dalším prvkem je detail, který umožní udělat výřez zájmové oblasti na upraveném snímku. Pomocí funkce kontrast se zobrazí v oblasti 6 ovládací okno s možností nastavení jasu, kontrastu a gamma korekce.



obr. 24 Ukázka funkce lupy

Pokud je potřeba pro diagnostiku negativní obraz, použije se funkce negativ. Negativ se používá například pro diagnostiku cyst, tumorů a dalších. Případně, pokud si lékař není jistý diagnózou, může funkci negativ využít jako další nástroj pohledu na snímek. Funkce zrcadlení se použijí na snímek v případě potřeby stranově obráceného obrazu. Stranově obrácený obraz může vzniknout osvětlením CR fólie z druhé strany a jejím následným vyvoláním. Nemusí být

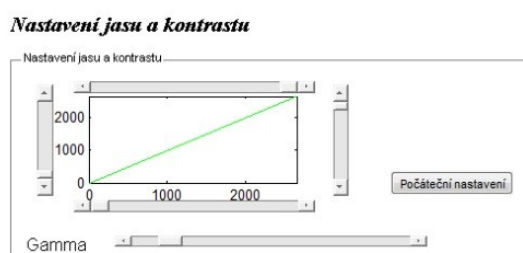
tak proveden další snímek pacienta. Poslední funkcí je zobrazení porovnání původního neupraveného snímku a upraveného snímku.

7.6 Pracovní oblast

V této funkční oblasti jsou zobrazeny jednotlivé ovládací funkce pro zpracování snímku. Své ovládací okno zde má nastavení kontrastu a jasu, filtrace šumu, detekce hran, GVF analýza a uložení snímku. Jednotlivá ovládací okna jsou popsány níže.

7.6.1 Nastavení kontrastu a jasu

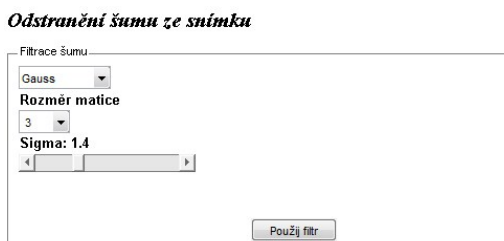
Toto okno slouží k nastavení jasu a kontrastu snímku, viz. (obr. 25). Je to jedna ze základních funkcí při úpravě snímku. Umožňuje lineární transformace obrazové funkce. Pomocí posuvníků je možné omezit zobrazené úrovně šedé. Díky tomu lze získat jasově a kontrastně optimalizovaný snímek. Dá se provést i gamma korekce snímku. V případě potřeby je možné snímek kdykoli vrátit do původního nastavení tlačítkem “Počáteční nastavení”.



obr. 25 Nastavení jasu a kontrastu

7.6.2 Filtrace šumu

V tomto okně jsou všechny filtry (obr. 26), které jsou popsány v kapitole 5.5. Dají se zde nastavovat vlastnosti daných filtrů jako, je rozměr matice, která udává velikost zpracované oblasti kolem reprezentativního bodu, která se bude zpracovávat. Případně je možné nastavit další parametry, jako je sigma a alfa.



obr. 26 Filtrace šumu

7.6.3 Detekce hran

V tomto okně (obr. 27) jsou všechny operátory a detektory popsané v kapitole 5.6. Navíc je zde možnost měnit parametry, jako je okolí bodu a vlastní váhy pro jednotlivé prvky zpracovávaného okolí. Dále existuje možnost výběru, z jakého typu obrazu budou detekovány hrany.

Detekce hran ve snímku

	1	2	3
1	-1	-1	-1
2	-1	8	-1
3	-1	-1	-1

obr. 27 Detekce hran

7.6.4 GVF analýza

Toto okno (obr. 28) slouží pro nastavení parametrů GVF analýzy. Po nastavení všech parametrů se analýza spustí tlačítkem “Spust’ GVF”

Analýza GVF

Parametry GVF	Pohyb hada	Parametry reparametrizace
Počet iterací GVF: 3	Počet vykreslení hada: 10	dmax: 3
mu: 0.17	Počet mezikroků: 100	dmin: 1
Práh: 0.95	Alfa: 0.8	
	Beta: 0.2	
	dt: 0.01	

Spust GVF

obr. 28 Analýza GVF parametry

7.6.5 Uložení snímku

Toto okno (obr. 29) slouží pro výběr místa, kde bude snímek umístěn, jeho název a typ formátu, ve kterém bude předzpracovaný snímek uložen. Dále lze uložit snímek včetně provedené analýzy.

Uložení snímku

Uložení upraveného snímku...

Aktivní složka: C:\Obr_upraveny\ Vyber složku

Jméno souboru:

Typ souboru: ☒ jpg ☐ bmp ☐ png

☒ Uložit původní obrázek včetně analýzou

Barva kontury: Červená Ulož

obr. 29 Uložení snímku

7.7 Ovládací panel

Zde jsou vyobrazeny (obr. 30) ovládací tlačítka programu, která umožní výběr výše popsaných funkcí. Další tlačítka umožní spuštění lupy a zvětšení snímku na celou stránku.

Základní nabídka

Filtrace šumu	Detekce hran	GVF analýza	Analýza	Návrat k úpravě snímku
Zvětšení snímku	Lupa	Ulož snímek		

obr. 30 Ovládací panel

8 Navrhnuté postupy a zhodnocení dosažených výsledků

Zde jsou uvedeny základní postupy pro předzpracování medicínských snímků. U těchto metod se nedá přesně určit, že pro snímek například z magnetické rezonance musí být použita určitá hodnota α či β . Každý přístroj zaznamenává výsledný snímek jiným způsobem. Proto jsou tyto hodnoty určeny empiricky na základě více měření. Výsledná hodnota parametrů je pak na základě vyhodnocení provedených měření. Po následné analýze je zvolena optimální hodnota parametrů. Jako optimální hodnota pro analýzu GVF pole vyšla μ okolo 0.2 a pro $\alpha < 0.2-0.6 >$ a $\beta < 0-7 >$. U snímku 512x512 pixelů je optimální zvolit počet iterací GVF okolo 3000 a počet iterací hada okolo 4000-5000 při kroku $dt = 0.01$. Doba přepočtu jednoho snímku byla průměrně 138 sekund. Čím větší se zvolí počet iterací, tím déle trvá následný výpočet parametrů a překreslení výsledné kontury.

8.1 Výsledek detekce hrany u RTG snímku

První případ je detekce hran snímku kyčelní náhrady. Na snímku byla detekována náhrada kyčelního kloubu. Měkké tkáně mají menší hustotu a nižší absorpci RTG záření, proto je RTG snímek v těchto místech tmavší, jelikož projde více RTG záření a naopak kosti s obsahem vápníku jsou hutnější a více absorbují RTG záření, proto je v těchto místech obraz světlejší. Pro odfiltrování zašuměného snímku byl použit Cannyho detektor, s hodnotou $\sigma = 1.4$ a prahem = 0.17. Tento detektor byl zvolen z důvodu silně zašuměného snímku, jelikož tento snímek byl nejprve vytvořen na RTG fólii a následně naskenován skenerem.

GVF pole - Počet iterací 2400, parametr $\mu = 0.2$,

Detekce hran – Počet iterací 5000, $\alpha = 0.3$, $\beta = 0$, $dt = 0.1$.



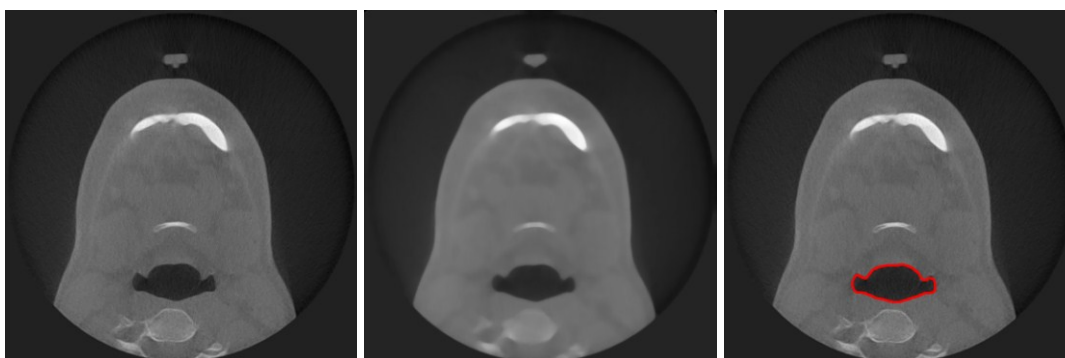
obr. 31 Původní snímek, snímek po filtraci, snímek po detekci hran

8.2 Výsledek detekce hrany u CT snímku

Druhý případ je detekce hran na řezu snímku hlavy. CT je ideální zobrazovací metodou pro zlomeniny kostí, přetrhání vazů, svalů a všech tkání, které jsou rentgen kontrastní. U měkkých tkání jako jsou například ledviny, je jejich zobrazení CT složitější. Na snímku bylo zapotřebí detekovat tracheu. Pro odfiltrování šumových složek je použita filtrace mediánovým filtrem s h s okolím $\sigma = 11 \times 11$.

GVF pole - Počet iterací 460, parametr $\mu = 0.17$

Detekce hran – Počet iterací aktivní kontury- 3200, $\alpha = 0.4$, $\beta = 0.2$, $dt = 0.01$.



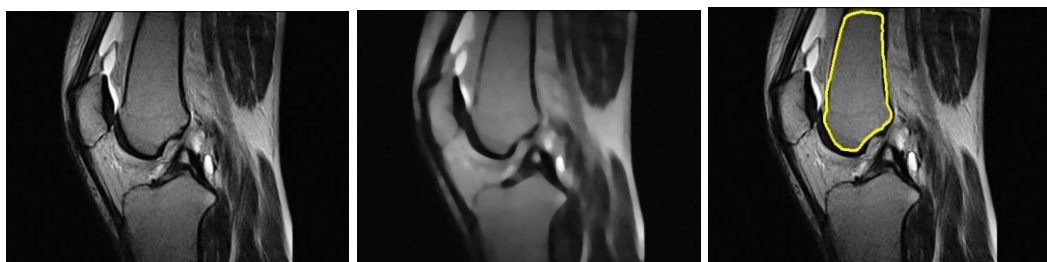
obr. 32 Původní snímek, snímek po filtraci, snímek po detekci hran

8.3 Výsledek detekce hrany u MRI snímku

Třetí případ je detekce hran na řezu snímku kolenem. Výhodou snímků z MRI je velká přesnost zobrazení jednotlivých měkkých tkání, jež je důsledkem rozdílné intenzity signálu u různých měkkých tkání. V přechodu mezi dvěma měkkými tkáněmi je výrazný jasový rozdíl. Proto je pro detekci hran v měkkých tkáních MRI nejúčinnější zobrazovací metoda. Pro odfiltrování šumových impulzních složek je použita filtrace mediánovým filtrem s h s okolím $\sigma = 18 \times 18$.

GVF pole - Počet iterací 460, parametr $\mu = 0.17$

Detekce hran – Počet iterací aktivní kontury- 3200, $\alpha = 0.4$, $\beta = 0.2$, $dt = 0.01$.



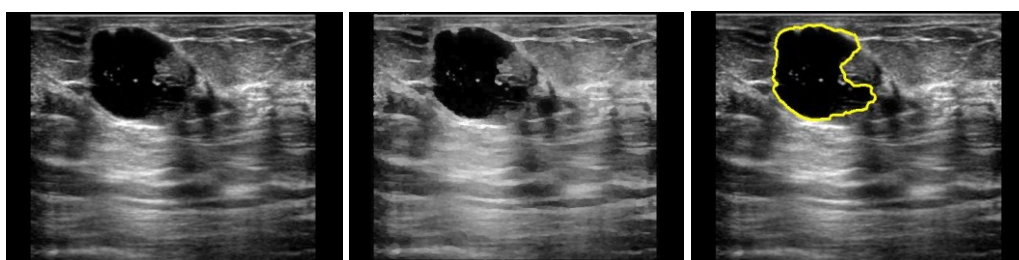
obr. 33 Původní snímek, snímek po filtraci, snímek po detekci hran

8.4 Výsledek detekce hrany u UZV snímku

Čtvrtý případ je detekce hran na ultrazvukovém snímku srdce. U metod ultrazvuku je zapotřebí zkušený lékař, který umí s ultrazvukem pracovat. Nevýhodou je neschopnost ultrazvuku projít skrze kosti a orgány naplněné vzduchem, proto je nemožné vyšetřovat např. plíce nebo smyčky na střevech. Pro odfiltrování šumových složek je použita filtrace rotující maskou a edge mapa byla vytvořena pomocí Prewittova operátoru s okolím $\sigma = 3 \times 3$.

GVF pole - Počet iterací 2000, parametr $\mu = 0.17$

Detekce hran – Počet iterací 1000, $\alpha = 0.2, \beta = 0, dt = 0.01$.



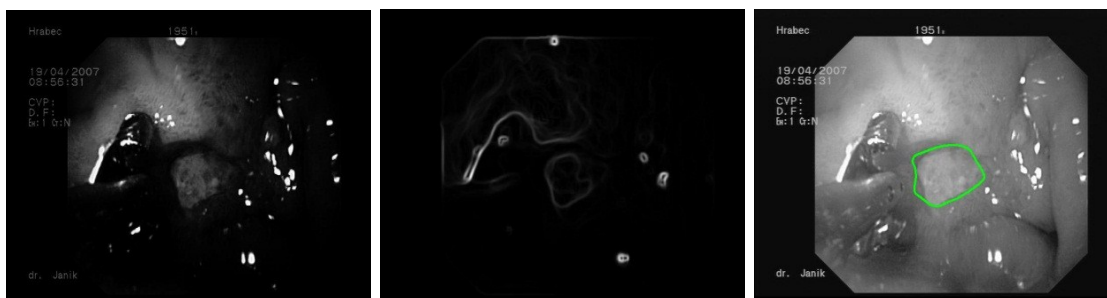
obr. 34 Původní snímek, snímek po filtraci, snímek po detekci hran

8.5 Výsledek detekce hrany u endoskopického snímku

Pátý případ je detekce hran na endoskopickém snímku karcinomu jícnu. Nejprve bylo zapotřebí u tohoto snímku zvýšit kontrast, pro jednodušší lokalizaci nádoru. Pro odfiltrování šumových složek je použita filtrace rotující maskou a edge mapa byla vytvořena pomocí Prewittového operátoru s okolím $\sigma = 3 \times 3$.

GVF pole - Počet iterací 2000, parametr $\mu = 0.17$

Detekce hran – Počet iterací 1000, $\alpha = 0.2, \beta = 0, dt = 0.01$.



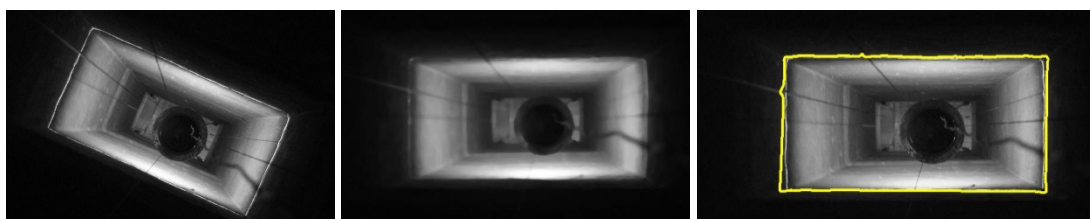
obr. 35 Původní snímek kontrastně upravený, snímek po filtraci, snímek po detekci hran

8.6 Výsledek detekce hrany u důlního snímku

Šestý případ je detekce hran na důlním snímku. Tento snímek je zařazen, proto aby ukázal, že se tento program dá využít i v jiných odvětvích. Pro odfiltrování šumových složek je použita filtrace mediánem s okolím $\sigma = 15 \times 15$ a edge mapa byla vytvořena pomocí Sobelového operátoru s okolím $\sigma = 7 \times 7$.

GVF pole - Počet iterací 3500, parametr $\mu = 0.4$

Detekce hran – Počet iterací 4000, $\alpha = 0.4$, $\beta = 0.4$, $dt = 0.5$.



obr. 36 Původní snímek, snímek po filtraci o otočení, snímek s detekcí hran.

9 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo navrhnout a realizovat program, který umožní předzpracování medicínských snímků, které budou následně vyhodnoceny v programu FOTOM. V teoretické části práce jsou popsány základní zobrazovací metody používané v medicíně. Pro popis byly vybrány čtyři nejběžněji používané zobrazovací metody - skiografie, počítačová tomografie, ultrazvuk a magnetická rezonance. V této kapitole je popsán vznik a reprezentace obrazu. V další kapitole jsou probrány nejčastěji využívané formáty pro uložení medicínských snímků. Pak je v krátkosti popsán systém FOTOM. Nakonec jsou shrnuty základní metody předzpracování obrazu. Všechny tyto metody jsou implementovány do programu vyvíjeného při této práci. V praktické části jsou popsány tři metody detekce hran na snímku. První metodou je prahování, je to jednoduchá metoda pro základní detekci hran. Pro zpracování medicínských snímků slouží tato metoda pouze jako součást sofistikovanějších metod. Další metodou jsou parametrické aktivní kontury, využívající GVF pole a jeho modalit jako je GGVF, díky tomu je dosaženo vylepšení aktivní parametrické kontury, která se tím lépe přizpůsobí hranám v medicínském snímku. Zanikají tak problémy například se vznikem smyček v aktivní kontuře a přizpůsobením se úzkým hranám ve snímku. Tento algoritmus je implementován do programu. Poslední metodou je metoda parametrických kontur s topologickou změnou. Touto úpravou se parametrické aktivní kontury dostávají na úroveň Level-setů a dokonce například v detekci mezer a rozmazaných hran je převyšují v přesnosti jejich detekce. Díky své náročnosti a všem úskalím pro realizaci, je tato metoda pouze popsána v kapitole 6. Obě metody aktivních kontur mají vysokou náročnost na výpočetní výkon PC. Celý výpočet pro snímek o rozměrech 512x512, trvá přibližně 240 sekund. Tyto metody jsou také ovlivněny svými vstupními parametry, které se musí zadávat empiricky a výrazně ovlivňují výsledek detekce hran. V kapitole 7 je popsán samotný program dle jeho funkčních bloků. V poslední kapitole jsou zobrazeny výsledky, kde jsou typy filtrů a parametry přepočtu aktivních kontur zadávány na základě apriorních znalostí o daných snímcích. V programu není prováděno žádné měření, protože všechna měření jsou prováděna jednotlivými moduly FOTOMu.

Výsledkem této práce je program, který provádí základní úpravy snímku (nastavení jasu, kontrastu, otočení snímku apod.) a na tyto úpravy navazuje vlastní předzpracování snímku. Tento program bude implementován jako jeden z modulů fotogrammetrického systému FOTOM^{NG}, protože vývoj programu FOTOM 2008 už byl zastaven. K tomuto programu je vytvořena uživatelská a programátorská příručka. Program bude i nadále vyvíjen v rámci dalšího studia a bude rozšířen o různé metody detekce hran v obraze, ale bude použita jiná platforma. MATLAB je pro práci s obrazem nedostačující, proto další vývoj programu bude v Javě nebo v jazyce C#.

10 Literatura

- [1] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton: Taylor, 2006, 730 s. ISBN 08-247-5849-8.
- [2] GONZALEZ, Rafael C. a Richard E. WOODS. *Digital image processing: concepts and methods*. 3rd ed. Upper Saddle River: Pearson, c2008, 954 s. ISBN 01-316-8728-X.
- [3] HE, Lei, Zhigang PENG, Bryan EVERDING, Xun WANG, Chia Y. HAN, Kenneth L. WEISS a William G. WEE. *A comparative study of deformable contour methods on medical image segmentation*. DOI: 10.1016/j.imavis.2007.07.010. 2007.
- [4] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*. Vyd. 3. V Praze: České vysoké učení technické, 2009, 252 s. ISBN 978-80-01-04442-1.
- [5] KVĚT, Luboš. *Experimenty s komprimovanými JPG obrázky*. Praha: České vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky, 2011. Bakalářská práce.
- [6] LIČEV, L. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímku*, 128 str., Knihy vydané prostřednictvím, www.vydejteknihu.cz, Computer Press, a.s., ISBN 978-80-2513-296-8.
- [7] MATOUŠEK, Luděk. *Waveletová analýza a zvýrazňování MR tomografických a ultrazvukových obrazů*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. Diplomová práce.
- [8] McInerney Thomas , Terzopoulos Demetri . *T-snakes: Topology adaptive snakes*. Department of Computer Science, University of Toronto, Toronto, Ont., Canada M5S 3H5, 2000;.
- [9] RUSS, John C. *The image processing handbook: concepts and methods*. 5th ed. Boca Raton: Taylor, 2007, 817 s. ISBN 08-493-7254-2.
- [10] SOJKA, Eduard. *Digitální zpracování a analýza obrazů*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2000, 133 s. ISBN 80-707-8746-5.

- [11] XU c, Prince J. L. *Generalized gradient vector flow external forces for active contours*. Signal Processing, vol. 71, no. 2, pp. 131–139, 1998.
- [12] XU, Ch. *Snake, Shapes and Gradient Vector flow*. IEEE Transaction on Image Processing, 1998; 7: 359-369.
- [13] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 76 s. ISBN 80-010-2152-1.
- [14] NEMA. *DICOM web* [online]. [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://medical.nema.org>
- [15] KOLEKTIV AUTORŮ. *Radiobiologie* [online]. [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/>
- [16] *Konvoluce*. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-05-01]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Konvoluce>
- [17] LIČEV, L. *Systém FOTOM 2008 a vizualizace procesu měření*. In: Sborník z GIS Ostrava 2009, Ostrava 25.-28.1.2009. Dostupné on-line http://gis.vsb.cz/GIS_Ostrava/GIS_Ova_2009/sbornik/index.htm, ISBN 978-80-87294-00-0,
- [18] *Orthopantomogram*. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-05-01]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Orthopantomogram>
- [19] RNDR. VOJTĚCH ULLMANN. *Jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína* [online]. [cit. 2012-01-11]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>

11 Seznam příloh

- DVD-ROM
 - Obsah DVD
 - Složka s programem
 - Zkompilovaný program samoinstalačním balíčkem včetně MCR knihoven MATLABu
 - Složka s pdf
 - uzivatelska_prirucka.pdf
 - programatorska_prirucka.pdf